

**Modell zur
Konditionierung von Festkörperdetektoren
für die 2D/3D-Röntgenbildgebung
mit mobilen C-Bogensystemen**

DISSERTATION

ZUR ERLANGUNG DES
DOKTORGRADES DER NATURWISSENSCHAFTEN
(DR. RER. NAT.)

DER NATURWISSENSCHAFTLICHEN FAKULTÄT II
- PHYSIK -
UNIVERSITÄT REGENSBURG

VORGELEGT VON
CHRISTIAN SCHMIDGUNST

AUS
STRAUBING

2008

Als Dissertation genehmigt von der
Naturwissenschaftlichen Fakultät II der Universität Regensburg

Diese Arbeit wurde durchgeführt am *Institut für Biophysik und physikalische Biochemie* der Universität Regensburg unter der Anleitung von **Prof. Dr. Elmar W. Lang** in Zusammenarbeit mit dem Geschäftsgebiet *Special Systems* des Geschäftsbereiches *Healthcare Sector* der Siemens AG in Erlangen unter der Betreuung von **Dr. Dieter Ritter**.

Promotionsgesuch eingereicht am: 08.02.2008

Kolloquium abgehalten am: 07.05.2008

Prüfungsausschuss:

- Vorsitzender : **Prof. Dr. Ingo Morgenstern**
- 1. Gutachter : **Prof. Dr. Elmar W. Lang**
- 2. Gutachter : **Prof. Dr. Josef Zweck**
- 3. Prüfer : **Prof. Dr. Franz J. Gießibl**



Naturwissenschaftliche Fakultät III
Institut für Biophysik und physikalische Biochemie
Computational Intelligence and Machine Learning Group
Universität Regensburg
Universitätsstraße 31
D-93040 Regensburg

► <http://www-aglang.uni-regensburg.de>

in Zusammenarbeit mit:

SIEMENS

Siemens AG
Healthcare Sector
Special Systems Division
Allee am Röthelheimpark 2
D-91052 Erlangen

► <http://www.medical.siemens.com>

Version 1.0

**© 2008, Copyright Christian Schmidgunst
Alle Rechte vorbehalten**

Zusammenfassung

Die konventionellen Methoden zur Detektorkalibrierung und -konditionierung reichen für eine qualitativ hochwertige 3D-Weichteilbildgebung mit mobilen C-Bogensystemen nicht aus. Die variablen Umgebungsparameter wie Temperatur, Dosis und Orbitalwinkelposition des C-Bogens sowie die daraus resultierenden Abhängigkeiten bleiben bei den herkömmlichen Korrekturverfahren unberücksichtigt. Ebenso wird auf die Nachleuchteigenschaften der Festkörperdetektoren nicht weiter eingegangen. Als Resultat ergeben sich verschiedene Artefakte, welche die Bildqualität sowohl in den 2D-Projektionsbildern als auch im daraus rekonstruierten 3D-Volumen teils erheblich beeinträchtigen. Besonders kritisch wird dies, wenn dadurch die Sicherheit der medizinischen Diagnostik nicht mehr gewährleistet ist.

Mit dem neuen Modell für die Kalibrierung und Konditionierung werden alle relevanten Abhängigkeiten für die 3D-Weichteilbildgebung mit mobilen C-Bogensystemen berücksichtigt. Alle detektorbedingten Artefakte werden kompensiert. Die Eigenschaft eines idealen Detektors, bei jeder Zeit, bei jeder Temperatur und bei beliebiger C-Bogenstellung ein schattenfreies Projektionsbild ohne korrelierte Rauschstrukturen zu generieren, kann mit dem neuen Modell für reale Detektoren erreicht werden. Der Wunsch nach einer hochwertigen intraoperativen 3D-Weichteilbildgebung mit mobilen C-Bogensystemen wird damit in Zukunft realisierbar.

Neben der Möglichkeit der 3D-Weichteilbildgebung wird auch die 3D-Bildgebung von Hochkontrastobjekten, wie z.B. Knochen, durch die neuen Verfahren signifikant verbessert.

Beim Design des Modells wurde darauf geachtet, dass die einzelnen Algorithmen unabhängig voneinander funktionieren, d.h. einzelne Korrekturen können, falls sie nicht berücksichtigt werden müssen, einfach weggelassen werden. Dadurch ergibt sich bei der praktischen Umsetzung, je nach Grundsystem, ein starkes Optimierungs- und Einsparpotenzial bzgl. der Hardwareanforderung.

Die Verfahren sind derart ausgelegt, dass die Konditionierung der Rohbilder mit der heutzutage zur Verfügung stehenden Hardware in Echtzeit stattfinden kann. Das Modell eignet sich daher auch für die 2D-Bildgebung bei hohen Bildraten, wie z.B. Fluoroskopie.

Die Ergebnisse dieser Arbeit, zusammen mit dem Feedback aus den klinischen Evaluierungen, trugen dazu bei, eine Produktentwicklung eines mobilen C-Bogens mit Flachdetektor bei der Siemens AG zu starten. Alle relevanten Kalibrierungs- und Konditionierungsschritte des neuen Modells werden dabei übernommen und in das System integriert.

Danksagung

[An dieser Stelle möchte ich mich gerne bei all denjenigen bedanken, die in vielfältiger Weise zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.]

Universität Regensburg

- An erster Stelle gilt mein besonderer Dank **Prof. Dr. Elmar Lang** für die Freiheiten bei der Bearbeitung meines Themas, sein stets offenes Ohr für vielerlei Anliegen und insbesondere für seine unkomplizierte und kollegiale Art.
- Weiter möchte ich den Mitarbeitern der Arbeitsgruppe Lang für ihr fachliches Know-How in Detailfragen und die stets konstruktive Kritik danken. Im Besonderen seien hier erwähnt: **Dr. Fabian Theis**, **Dr. Peter Gruber** und vor allem **Manuel Meilinger**, der bereits mit seiner Diplomarbeit wertvolle Ergebnisse zu dieser Arbeit lieferte, und in seiner Doktorarbeit die Verbesserung der Bildqualität bei Cone Beam CT hoffentlich noch weiter treiben wird.

Siemens AG

- Mein größter Dank gilt sicherlich meinem 'Mentor' und 'Mr. C-14' **Dr. Dieter Ritter**. Er hat mich bereits erfolgreich bei meiner Diplomarbeit fachlich betreut und mich anschließend maßgeblich bei der Durchführung dieser Disseration motiviert. In den insgesamt vier Jahren der Zusammenarbeit ist aus dem kollegialen ein freundschaftliches Verhältnis entstanden, in dem die Diskussionen weit über die fachlichen Themen hinaus in den zwischenmenschlichen Bereich gingen.
- **Dr. Rainer Graumann** möchte ich zum einen dafür danken, dass er mit dem C-14 Projekt eines der interessantesten Vorentwicklungsthemen überhaupt ins Leben gerufen hat, und mir sowohl als Diplomand als auch als Doktorand das nötige Vertrauen geschenkt hat, Teil des Projektes zu werden. Weiter gilt ihm als formaler Betreuer meiner Arbeiten der Dank für alle organisatorischen Aufwände sowie der Sicherstellung der Finanzierung seitens der Siemens AG. Außerdem danke ich ihm für die formalen Vorarbeiten, über Planung, Organisation bis hin zur Genehmigung der klinischen Evaluierungen, ohne die die Multi-Center-Studie gar nicht möglich gewesen wäre.

- Besonderer Dank gilt ebenfalls **Dr. Oliver Schütz**, der stets als kompetenter Ansprechpartner zu allen fachlichen Fragen zur Seite stand, und mir im Rahmen meiner Berater-tätigkeit mit seiner langen Erfahrung einen unverzichtbaren Einblick in die Abläufe der Produktentwicklung vermittelte. Er war, neben Dr. Dieter Ritter, der wichtigste Unterstüt-zer von Siemens bei der Anfertigung dieser Arbeit.
- Beim 3D- und Bildketten-Team von SP, insbesondere bei **Alex Neagu, Michael Leigart, Stefan Wacker, Ronny Baerwinkel, Jens Bialkowski** und **Stefan Schneider** möchte ich mich ebenso bedanken für die Unterstützung bei Detailfragen sowie für die stets freund-schaftliche Zusammenarbeit in und außerhalb der Firma.
- Weiterer Dank gilt der gesamten Bildqualitätsgruppe bei SP, vor allem **Klaus-Peter Kreu-zer** und **Dr. Lothar Bätz** für die stets freundschaftliche und lehrreiche Zusammenarbeit.
- **Karsten Belohlavek, Karl-Heinz Maier, Erwin Lutz** und **Dr. Volker Heer** möchte ich für das entgegengebrachte Vertrauen danken, dass ich schon während meiner Doktorar-beit, verantwortungsvolle Aufgaben in der Produktentwicklung und -spezifikation über-nehmen durfte. Außerdem danke ich den vier Abteilungsleitern für ihren Einsatz, mich als neuen Mitarbeiter zu werben.
- Ich danke allen Kollegen von SP PLM S, die dafür sorgten, dass die Prototypen stets am Laufen waren.
- Ebenso gilt mein Dank den Ex-Kollegen der ehemaligen Vorentwicklungsabteilung für ihre Kompetenz und ihre hilfreichen Auskünfte in Detailfragen.
- 'Last but not least' danke ich **Nicole Herrmann** für die erstklassige Abwicklung der Dienstreisen sowie die zeitaufwendige Überprüfung dieser Arbeit bzgl. der neuen Recht-schreibung.

Klinische Partner

- Mein außerordentlicher Dank gilt **Prof. Dr. Dr. Max Heiland** mit seinen beiden Kollegen **Dr. Dr. Phillip Pohlenz** und **Dr. Dr. Marco Blessmann**, damals Universitätskrankenhaus Eppendorf (Hamburg), für die unvergleichbare Kooperation im Rahmen der Untersuchun-gen in der Gerichtsmedizin Hamburg und während der gesamten Multi-Center-Studie im UKE.
- Besonderer Dank gilt auch dem Team um **Prof. Dr. Ekkehard Euler** und **Dr. Sandro Heining** für die hervorragende Zusammenarbeit bei den unterschiedlichen klinischen Evaluierungen im Klinikum Innenstadt in München.

Familie

Ich danke meinen **Eltern, Großeltern** und meiner **Schwester**, die durch tatkräftige und verläss-liche Unterstützung während des gesamten Studiums mir stets den Rücken frei hielten und sich als Berater für alle Lebenslagen auszeichneten.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	5
Danksagung	7
Einführung	13
Motivation und Problemstellung	13
Kurzübersicht der Kapitel	14
Liste eigener Veröffentlichungen	15
1 C-Bogenprototyp für die 3D-Weichteilbildgebung	19
1.1 Grundgerät	19
1.1.1 C-Bogen	19
1.1.2 Röntgenquelle	20
1.1.3 Dosimeter	21
1.2 Festkörperdetektor (FD)	22
1.2.1 Funktionsprinzip	22
1.2.2 Technische Umsetzung	23
1.2.3 Detektormodus	26
1.3 Kegelstrahl Computertomographie	27
1.3.1 Integration des Detektors	27
1.3.2 Ablauf eines 3D-Scans	28
1.3.3 Rekonstruktion des 3D-Volumens	28
2 Analyse der Detektoreigenschaften	31
2.1 Eigenschaften des Detektorrohbildes	31
2.1.1 Zusammensetzung der Rauschanteile	31
2.1.2 Charakteristik des Dunkelbildes ('offset')	34
2.1.3 Charakteristik des Hellbildes ('gain')	34
2.1.4 Defekte Pixel ('defect')	37
2.1.5 Der Lag-Effekt ('lag')	38
2.2 Abhängigkeiten der Eigenschaften des Detektorrohbildes	40
2.2.1 Abhängigkeit von der Strahlgeometrie	40
2.2.2 Abhängigkeit von der Temperatur	42

3	Aktuelle und neue Verfahren zur Detektorkalibrierung	47
3.1	Technischer Stand und Standard Korrekturmethode	47
3.1.1	Der Single-Gain-Modus	47
3.1.2	Offset, Empfindlichkeits- und Defektpixel-Korrektur	50
3.2	Technische Neuentwicklung: der Dual-Gain-Modus	52
3.2.1	Idee und Prinzip	52
3.2.2	Möglichkeiten zur technischen Umsetzung	52
3.3	Algorithmische Weiter- und Neuentwicklungen	54
3.3.1	Prinzip der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation	54
3.3.2	Prinzip der Temperatur-Kompensation	55
3.3.3	Prinzip der Delta-Kompensation	56
3.3.4	Prinzip der Lag-Kompensation	56
3.3.5	Prinzip der dynamischen Defektpixel-Kompensation	57
4	Kalibrier- und Konditionierungs-Modell	59
4.1	Notation	59
4.1.1	Notation für Kalibrierkarten und Bildsequenzen	59
4.1.2	Indizierung einer Kalibrierkarte und ihrer Elemente	60
4.1.3	Indizierung einer Bildserie und ihrer Elemente	61
4.2	Generierung der Basiskalibrierkarten	62
4.2.1	Erstellung einer Offset-Karte (<i>'offset map'</i>)	62
4.2.2	Erstellung einer Empfindlichkeits-Karte (<i>'gain map'</i>)	63
4.3	Ablauf der Kalibrierung	64
4.3.1	Temperatur Kalibrierung (<i>'temperature calibration'</i>)	64
4.3.2	Empfindlichkeits-Kalibrierung (<i>'gain calibration'</i>)	66
4.3.3	Delta-Kalibrierung (<i>'delta calibration'</i>)	69
4.3.4	Lag-Kalibrierung (<i>'lag calibration'</i>)	71
4.4	Ablauf der Konditionierung	73
4.4.1	Offset-Kompensation (<i>'offset correction'</i>)	73
4.4.2	Delta-Kompensation (<i>'delta correction'</i>)	75
4.4.3	Temperatur-Kompensation (<i>'temperature correction'</i>)	76
4.4.4	Empfindlichkeits-Kompensation (<i>'gain correction'</i>)	78
4.4.5	Kombination des <i>'DGR'</i> -Modus (<i>'DGR combination'</i>)	79
4.4.6	Lag-Kompensation (<i>'lag correction'</i>)	82
4.4.7	Defektpixel-Kompensation (<i>'defect pixel correction'</i>)	83
4.4.8	Optional: Rauschreduktion (<i>'de-noising'</i>)	84
5	Beurteilung des Modells hinsichtlich Bildqualität	85
5.1	Kenngößen der Bildqualität	85
5.1.1	Ortsauflösung	85
5.1.2	Kontrastauflösung	89
5.1.3	Detektierte Quanten Effizienz	90
5.1.4	Artefaktlevel	91
5.2	Anwendung des Modells auf Hellbildserien	96
5.2.1	Wirkungsweise der Dunkelstrom-Kompensation	96

5.2.2	Wirkungsweise der Empfindlichkeits-Kompensation	97
5.2.3	Wirkungsweise der Kombination von Dual-Gain Bildern	105
5.2.4	Wirkungsweise der Delta-Kompensation	106
5.2.5	Wirkungsweise der Temperatur-Kompensation	110
5.3	Anwendung des Modells auf Phantomdaten	112
5.3.1	Das Siemens Geometrie-Phantom	112
5.3.2	Das Siemens Kegelstrahl-Phantom	112
5.3.3	Beurteilung der Bildqualität	114
5.4	Anwendung des Modells auf reale Patientendaten	119
5.4.1	Durchführung einer Multi-Center-Studie	119
5.4.2	Beispiele für die Bildqualität unter realen Bedingungen	121
Ausblick		125
Legendenerklärung		127
Abbildungsverzeichnis		129
Tabellenverzeichnis		131
Literaturverzeichnis		133

Einführung

Motivation und Problemstellung

Seit jeher ist es von besonderem Interesse, in das Innere von Objekten zu sehen ohne sie dabei zu verändern oder zu zerstören. Mit der Entdeckung der nach ihm benannten Strahlung eröffnete Conrad W. Röntgen am Ende des 19. Jahrhunderts eine Möglichkeit, Einblicke in Objekte zu erlangen, die dem menschlichen Auge ansonsten verwehrt bleiben.

Für die medizinische Bildgebung und Diagnostik eröffneten sich mit dieser Entdeckung neue Verfahren und Techniken, die im Laufe des 20. Jahrhunderts immer weiter verbessert wurden. So entwickelte sich in den letzten Jahrzehnten die Computertomographie, unterstützt durch die enorme Steigerung der Rechenleistung der Computersysteme, zum Gold-Standard der medizinischen dreidimensionalen Röntgenbildgebung.

Ihr Einsatz ist allerdings meist auf die prä- und postoperativen Diagnostik beschränkt, da die Immobilität, bedingt durch das massive Design, bislang einen effizienten intraoperativen Einsatz verhindert. Gleiches gilt für stationäre C-Bogensysteme mit 3D-Funktionalität, wie sie beispielsweise in der Angiographie benutzt werden.

Für die Röntgenbildgebung während einer Operation wurden deshalb mobile C-Bogensysteme entwickelt. Neben der reinen 2D-Bildgebung hat sich in den letzten Jahren die intraoperative 3D-Bildgebung mit mobilen Systemen im Bereich der Orthopädie etabliert.

Aufgrund der technischen Merkmale der konventionellen Röntgendetektoren, den Bildverstärkersystemen, ist die 3D-Bildgebung der mobilen C-Bögen auf Objekte mit hohem Kontrast, wie z. B. Knochen beschränkt. Durch die Verfügbarkeit von neuartigen Röntgendetektoren, den sog. Festkörperdetektoren mit ihren verbesserten Abbildungseigenschaften, ist eine Bildqualitätssteigerung bei Hochkontrastobjekten und sogar eine 3D-Weichteilbildgebung, ähnlich wie bei der Computertomographie, möglich.

Für stationäre C-Bogensysteme wurde dies bereits erfolgreich unter Beweis gestellt. Die Rahmenbedingungen für mobile Systeme mit Festkörperdetektoren sind allerdings ungleich anspruchsvoller. Ihre leichte Bauweise verbietet eine aktive Wasserkühlung bzw. Temperierung der Detektoren, was bei den häufigen Ein- und Ausschaltzyklen im typischen Einsatz zwangsläufig zu Temperaturabhängigkeiten des Detektors und damit der Bildqualität führt. Aufhängung und Steifigkeit des C-Bogens sind aus gleichem Grund anfälliger für Verwindungen als

stationäre Systeme, was sich ebenfalls negativ auf die Bildqualität auswirkt.

Die Positionierung der Produkte im 'low-cost'-Bereich erschwert eine Realisierung zusätzlich, da die zur Verfügung stehende Rechenleistung kostenbedingt begrenzt ist und die Hardware darüber hinaus ebenfalls mobil sein muss.

⇒ Unter diesen Rahmenbedingungen sind die herkömmlichen Korrekturverfahren zur Detektorbildaufbereitung nicht ausreichend für eine hochwertige 2D/3D-Bildgebung. Eine neue, effiziente und echtzeitfähige Kalibrier- und Konditionierungs-Methodik wird dafür benötigt.

Kurzübersicht der Kapitel

Die Inhalte der einzelnen Kapitel sind im Folgenden kurz zusammengefasst.

Für die Entwicklung und Evaluierung des Modells wurde zunächst ein Prototyp aufgebaut. Das Grundsystem, die Funktionsweise der einzelnen Komponenten sowie der Ablauf der 3D-Bildgebung bzw. 3D-Rekonstruktion werden im ersten Kapitel beschrieben.

Das zweite Kapitel beschäftigt sich mit der genauen Analyse der Detektoreigenschaften sowie deren Abhängigkeiten von den variablen Umgebungsparametern wie z.B. Temperatur, C-Bogenstellung, Dosis, etc. Dabei zeigt sich, dass die Abhängigkeiten im Falle eines mobilen C-Bogens zu unterschiedlichen Bildartefakten führen, die zum Teil deutliche Einbußen der Bildqualität bei der 2D/3D-Bildgebung hervorrufen.

Kapitel drei gibt einen Überblick über die konventionellen Kalibriermethoden und Detektormodi. Dabei wird auf die bestehenden Schwächen und Nachteile bzgl. der in Kapitel zwei beschriebenen Abhängigkeiten hingewiesen. Um diesen entgegenzuwirken, werden zum einen die Idee eines Detektormodus mit kombinierten Dynamikbereichen sowie die Möglichkeiten einer Realisierung vorgestellt. Zum anderen werden die Prinzipien der neu entwickelten Korrekturverfahren aufgeführt.

Die einzelnen Algorithmen werden in Kapitel vier zu einem Modell für die Kalibrier- und Konditionierung vereint. Dabei werden die aufeinander folgenden Rechenoperationen Schritt für Schritt mathematisch formuliert und kommentiert. Gleichzeitig werden Anmerkungen für die praktische Umsetzung gemacht.

In Kapitel fünf wird die Qualität des neuen Modells hinsichtlich der erreichbaren Bildqualität überprüft. Die quantifizierbaren Kenngrößen der Bildqualität werden zunächst zusammengefasst. Weiter wird eine Übersicht über die verschiedenen Artefakte und ihrer Ursachen gegeben. Anhand von verschiedenen Datensätzen, wie z.B. Hellbildserien, Phantomserien und Patientenserien, wird die Verbesserung der Bildqualität quantitativ und qualitativ bewertet und demonstriert.

Liste eigener Veröffentlichungen

Während der Entstehung dieser Arbeit wurden sowohl die Zwischen- als auch die Endergebnisse in folgender Art und Weise veröffentlicht und patentrechtlich geschützt.

Patente

- C. Schmidgunst, D. Ritter, S. Maschauer

Verfahren zur Kalibrierung von Röntgen-Flachbilddetektoren über mehrere kombinierte Dynamikbereiche (Erfindungsmeldung Siemens AG: 2005E02536DE)

Verfahren zur Korrektur eines Bilddatensatzes sowie Verfahren zur Erstellung eines Bildes (Deutsche Patentanmeldung: 10 2005 043 048.1)

Angemeldet am: 09.09.2005

Veröffentlicht am: 22.03.2007 **(DE102005043048-A1 / US20070065038-A1)**

- C. Schmidgunst, D. Ritter

Korrekturverhalten zur Unterdrückung von Schattenbildern (lag-Effekt) in einer räumlichen Sequenz von 2D-Röntgenbildern bei Flatpanel Detektoren (Erfindungsmeldung Siemens AG: 2005E06285DE)

Verfahren zur Korrektur eines Bildes aus einer Folge von mit einem Röntgendetektor aufgenommenen Bildern (Deutsche Patentanmeldung: 10 2005 057 667.2)

Angemeldet am: 01.12.2005

Veröffentlicht am: 01.02.2007 **(DE102005057667-B3 / US20070147582-A1)**

- C. Schmidgunst, D. Ritter

Temperatur- bzw. Zustandsbestimmung anhand Dunkelstrombilder bei digitalen Flachbilddetektoren für Röntgenstrahlung (Erfindungsmeldung Siemens AG: 2006E06694DE)

Verfahren zum Betreiben einer bilderzeugenden Röntgenanlage sowie nach diesem Verfahren betriebene Röntgenanlage (Deutsche Patentanmeldung: 10 2006 045 424.3)

Angemeldet am: 26.09.2006*

- C. Schmidgunst, D. Ritter

Korrekturverfahren zur Unterdrückung von Temperatureinflüssen auf die Bildqualität von digitalen Flachbilddetektoren für Röntgenstrahlung bei einem 2D-Bild, 2D-Bildserien und daraus rekonstruierten 3D-Volumen (Erfindungsmeldung Siemens AG: 2006E06697DE)

Verfahren zum Kalibrieren einer bilderzeugenden Röntgenanlage und mit diesem Verfahren betriebene Röntgenanlage (Deutsche Patentanmeldung: 10 2006 045 425.1)

Angemeldet am: 26.09.2006*

- C. Schmidgunst, O. Schütz

Optimierung der Bildqualität von 2D-Röntgenbildern und aus 2D-Röntgenbildern rekonstruierten 3D-Volumen durch Rauschfilterung
(Erfindungsmeldung Siemens AG: 2005E18687DE)

Verfahren zur Verminderung des Rauschens eines Röntgenbildes und Einrichtung zur Durchführung des Verfahrens (Deutsche Patentanmeldung: 10 2006 025 115.5)

Angemeldet am: 30.05.2006*

- C. Schmidgunst, R. Graumann

Optimierte Darstellung von Bilddaten, die mit unterschiedlichen Filterkernen rekonstruiert werden (Erfindungsmeldung Siemens AG: 2006E15924DE)

Verfahren zur Darstellung eines Objektes (Deutsche Patentanmeldung: 10 2006 050 084.9)

Angemeldet am: 24.10.2006*

* Die Sperrveröffentlichungsfrist von mindestens 18 Monaten war zum Zeitpunkt der Fertigstellung dieser Arbeit noch nicht erreicht.

Papers

- C. Schmidgunst, D. Ritter, E. Lang
Calibration model of a dual gain flat panel detector for 2D and 3D x-ray imaging.
Med Phys., 34(9):3649-3664, September 2007
- D. Ritter, J. Orman, C. Schmidgunst, R. Graumann
Cone Beam CT: Soft Tissue Imaging with a Mobile C-arm
Comput Med Imaging Graph. (CMIG), 31(2):91-102, März 2007
- M. Heiland, P. Pohlenz, M. Blessmann, C.R. Habermann, L. Oesterhelweg, P.C. Begemann, C. Schmidgunst, F.A.S Blake, K. Püschel, R. Schmelzle, D. Schulze
Cervical soft tissue imaging using a mobile CBCT scanner with a flat panel detector in comparison with corresponding CT and MRI datasets.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., September 2007
- P. Pohlenz, M. Blessmann, L. Oesterhelweg, C. R. Habermann, P. Begemann, C. Schmidgunst, F. Blake, D. Schulze, K. Püschel, R. Schmelzle, M. Heiland
3D C-arm as an alternative modality to CT in postmortem imaging: Technical feasibility.
Forensic Sci Int., Juli 2007
- P. Pohlenz, M. Blessmann, L. Oesterhelweg, C. Braun, C. Schmidgunst, D. Schulze, K. Püschel, M. Heiland
3D forensic imaging using a new C-arm scanner.
Rechtsmedizin, 17(1), Februar 2007

Talks

- C. Schmidgunst, D. Ritter
Raising image quality for 2D and 3D X-ray imaging by an advanced calibration of dual-gain flat panel detectors
21. Internationaler Kongress: Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2007), Berlin, Deutschland, Juni 2007
- C. Schmidgunst, R. Graumann
Intraoperative 3D imaging with a mobile C-arm with flat panel detector
5. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer-und Roboter-Assistierte Chirurgie (CURAC 2006), Hannover, Deutschland, Oktober 2006

- C. Schmidgunst, D. Ritter, O. Schuetz
Intraoperative 3D Bildgebung mittels mobilem C-Bogen mit Flachbilddetektor
37. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP 2006), Regensburg, Deutschland, September 2006
- S. Heining, C. Riquarts, C. Schmidgunst, E. Euler, W. Mutschler
Intraoperative 3D imaging using an isocentric mobile C-arm with flatpanel detector
7. Jahrestagung: International Society for Computer Assisted Orthopedic Surgery (CAOS 2007), Heidelberg, Deutschland, Juni 2007
- M. Meilinger, P. Gruber, C. Schmidgunst, O. Schütz, E. Lang
Maschinelle Lernverfahren zur adaptiven, anisotropen Rauschreduzierung in 3D - Datensätzen von Röntgentomographen
Dreiländertagung 2007 (DGMP, ÖGMP und SGSMP), Bern, Schweiz, September 2007

Kapitel 1

C-Bogenprototyp für die 3D-Weichteilbildgebung

*[Im folgenden Kapitel wird der Aufbau der Prototypenanlage (► **Abb. 1.1**) erklärt. Generel läßt sich der Prototyp in das Grundgerät, zuständig für die Erzeugung der Röntgenstrahlung und die Systemsteuerung, sowie der Bildwandlereinheit, bestehend aus einem Festkörperdetektor (FD) unterteilen. Zusammen mit dem motorischen Antrieb für die Scanbewegung ermöglicht diese eine 3D-Bildgebung eines Volumens um das Isozentrum. Der Ablauf dieser auch häufig Kegelstrahl Computertomographie (engl.: 'cone beam computed tomography' oder kurz 'CBCT') genannten 3D-Bildgebung wird ebenfalls beschrieben. [44]]*

1.1 Grundgerät

Um für die 3D-Weichteildarstellung ausreichend Leistungsreserven in der Röntgendosis zu gewährleisten, wird ein Powermobil der Fa. Siemens (Erlangen, BRD) als Basis für die Entwicklung der Prototypen gewählt. Mit Hilfe der Energiezwischenpeicher können damit kurzzeitige Spitzenleistungen von 20 kW erreicht werden. Dies ist bei gepulster Strahlung (7 ms Pulsbreite @ 100 kV Röhrenspannung) ausreichend, um den Dynamikbereich des Detektors auch im unempfindlichsten Modus noch vollständig abzudecken. In der Produktversion verfügt das Gerät lediglich über einen 2D-Bildgebungsmodus und verwendet herkömmliche Bildverstärker-Technologie zur Umwandlung der Röntgenstrahlung in ein digitales Grauwertbild.

1.1.1 C-Bogen

Der C-Bogen ist isozentrisch bei einem Durchmesser von ca. 130 cm . Durch die Integration des Hochspannungsgenerators und der Röntgenröhre in den C-Bogen als sog. Eintank ergibt sich ein Röhren-Detektor-Abstand von ca. 120 cm . Die Verwendung von Carbonfaserverbundstoffen bietet zwar den Vorteil der Gewichtsoptimierung (was besonders für mobile Systeme wichtig ist), kann allerdings nicht gänzlich verhindern, dass sich der C-Bogen unter dem Einwirken der Gewichtskräfte von Eintank, Detektor und Ausgleichsgewichten bei unterschiedlichen Stellungen verwindet. Dieses mechanische Verhalten hätte Auswirkung auf die Bildqualität und bedarf entsprechender Korrekturen (► **Kap. 4.4.2**). Eine Motoransteuerung für die knapp 180° Orbitalrotation wurde zusätzlich angebracht, um einen automatischen 3D-Bildgebungsbetrieb zu ermöglichen. Hierbei sei erwähnt, dass für eine vollständige Abtastung im 3D-Betrieb 180°



Abbildung 1.1: Prototypanlage für die 3D-Weichteilbildgebung

plus Öffnungswinkel der Röntgenröhre nötig sind. Bei einem Öffnungswinkel von ca. 10° wäre aber eine Orbitalrotation von mindestens 190° nötig. Auch diese Eigenschaft hat Auswirkungen auf die Bildqualität (Unterabtastung in bestimmten Winkelbereichen), kann allerdings im Gegensatz zur mechanischen Verwindung nicht kompensiert werden, da die Informationen aus den entsprechenden Richtungen fehlen.

1.1.2 Röntgenquelle

Hochspannungsgenerator und Röntgenröhre ► **Abb. 1.2** bilden den sog. Eintank (Powerphos-Eintank, Fa. Siemens, Erlangen), der als eine Einheit an einem Ende des C-Bogens integriert ist.

Der Generator verfügt über eine nominale Leistung von 15 kW und einer kurzfristigen maximalen Pulsleistung von 20 kW . Die Wechselrichteransteuerungsfrequenz liegt zwischen 15 kHz und 32 kHz . Für den Durchleuchtungsbetrieb steht ein kV -Bereich von 40 kV bis max. 125 kV zur Verfügung, bei einem mittleren Röhrenstrom von $0,2\text{ mA}$ bis $6,7\text{ mA}$. Für den (kurzfristigen) gepulsten Betrieb sind Pulse mit einem mittleren Röhrenstrom bis 250 mA bei einer minimalen Pulsbreite von 7 ms möglich. Die maximale Pulsfrequenz liegt bei einer 50 Hz Grundtaktung

Röntgenröhre P 125/10/20/CR



Abbildung 1.2: Drehanoden-Röntgenröhre

bei 12,5 Bildern pro Sekunde. Für gepulste Strahlung über eine längere Dauer (1 – 2 min), wie es während eines 3D-Scans der Fall ist, soll eine mittlere Dauerlast von 1 kW nicht überschritten werden. Bei einer typischen Strahlqualität für Computertomographie (CT), also 100 kV bis 120 kV, entspricht dies einem mittleren Strom von maximal 10 mA. In der Praxis stellte sich heraus, dass bei zwei aufeinanderfolgenden zweiminütigen 3D-Scans bei konstanten 100 kV und einem mittleren Röhrenstrom von 8,5 mA Überhitzungen auftreten können. Um Schwankungen in der Strahlqualität durch automatische Leistungsanpassungen zu verhindern, wird ein mittlerer Röhrenstrom von maximal 7,2 mA verwendet.

Der Röntgenstrahler selbst ist vom Typ P125/10/20 CR (Fa. Siemens, Erlangen). Es handelt sich um eine Zweifokus-Drehanodenröhre mit Brennfleckengrößen von 0,3 mm und 0,5 mm. Als Anodenmaterial wird Rhenium-Wolfram, Molybdän und Grafit verwendet. Der Anodenwinkel beträgt dabei 10°. Die Eigenfilterung der Röhre liegt bei einem Schwächungsgleichwert von 2,5 mm Al und zusätzlich 0,1 mm Cu. Im Dauerbetrieb entspricht die Nennleistung 150 W, bei einer Anodenantriebsfrequenz von 150 Hz. Für den 3D-Betrieb wurden zusätzliche kV-Kennlinien, sog. Iso-kV Kennlinien, programmiert, die die Dosis lediglich über den Röhrenstrom und nicht über die Röhrenspannung regeln. Dies ist nötig, da die Empfindlichkeit des Detektors unter anderem von der spektralen Zusammensetzung (Strahlqualität) abhängt.

1.1.3 Dosimeter

Um später das 3D-Volumen in normierten Einheiten, in der Regel CT-Werte (Wasser \triangleq 0 HU, Luft \triangleq -1000 HU) nach Hounsfield (engl. 'Hounsfield units' oder kurz 'HU') repräsentieren zu können, ist es erforderlich die Ausgangsintensität in Graustufeneinheiten des jeweiligen Detektormodus zu kennen. D.h. es muss der mittlere Intensitätswert I_0 bekannt sein, den der Detektor im Direktstrahlbereich anzeigen würde. Da durch die Strahlungsgeometrie und die Detektorgröße das darstellbare Volumen eingeschränkt ist, kann bei einem Patientenscan nicht davon aus-

gegangen werden, dass diese Information zwingend im Bild selbst vorliegt. Aus diesem Grund wurde eine Ionisationskammer nach dem Vorfilter installiert. Durch entsprechende Kalibrierung kann die durch einen Röntgenpuls erzeugte Ladung auf den virtuellen Detektorgrauwert I_0 umgerechnet werden. Als Messkammer wird das Model Typ 34028 der Fa. PTW (Freiburg, BRD) verwendet. Technische Spezifikationen finden sich in ► **Tab. 1.1**.

Kenngröße	Spezifikation	Einheit
Ansprechvermögen	$0,8 \cdot 10^{-9}$	$C/cGycm^2$
Energiebereich	40-150	kV
Energieabhängigkeit	± 5	%
Kammerspannung	400	V
Aktives Messfeld	141 x 141	mm^2
Schwächungsgleichwert	< 0,5	mm Al (@70 kV)
	< 0,6	mm Al (@100 kV)
Härtungsgleichwert	0,20	mm Al (@70 kV)
	0,25	mm Al (@100 kV)

Tabelle 1.1: Technische Spezifikationen Ionisationskammer Typ 34028

1.2 Festkörperdetektor (FD)

Der konventionelle Bildverstärker wird durch einen Flachdetektor der Fa. Varian (Salt Lake City, USA) ersetzt. Bei dem verwendeten Model handelt es sich um den PaxScan 4030CB, eine Variante des PaxScan 4030A [62, 7, 6] der um einen zusätzlichen Mode, den sog. 'dual gain readout' oder kurz 'DGR', aufgerüstet wurde [47, 34]. Dieser Mode wurde speziell für die 3D-Bildgebung entwickelt und wird in ► **Kap. 3.2** detailliert beschrieben. Da dieses Detektormodel die indirekte Umwandlung der Röntgenquanten in ein elektrisches Signal nutzt, und diese physikalischen Prozesse maßgeblich für die späteren Korrekturverfahren sind, soll im Folgenden das Funktionsprinzip genauer erläutert werden.

1.2.1 Funktionsprinzip

Die Umwandlung der Röntgenstrahlung in ein digitales elektronisches Signal geschieht bei dem verwendeten Detektor indirekt, d.h. die Strahlung wird zunächst in einer Szintillatorschicht aus Caesiumiodid (CsI) [52, 61, 30] in Photonen des sichtbaren Spektrums transformiert, die dann wiederum durch Photodioden aus amorphen Silizium (a:Si) detektiert werden. Vereinfacht geschieht dies auf folgende Art und Weise:

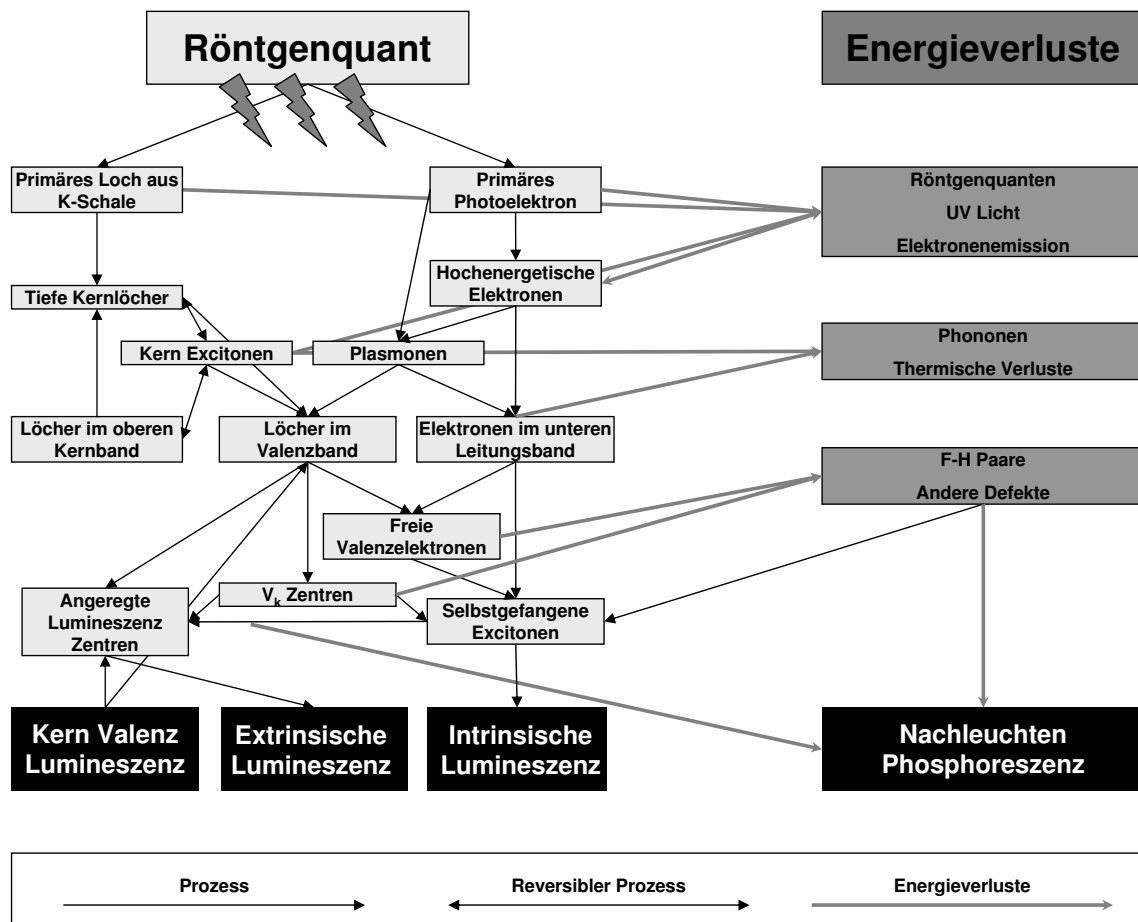
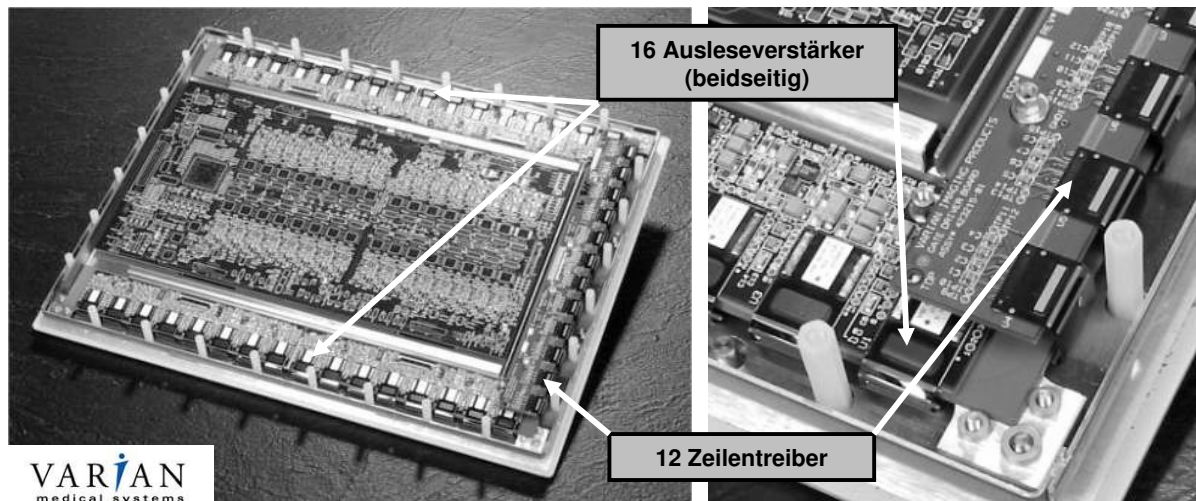


Abbildung 1.3: Elementare Prozesse in anorganischen Szintillatoren

Die Röntgenquanten erzeugen durch mehrere Zwischenschritte Elektron-Loch-Paare in der Szintillatorschicht, die unter Photonenemission rekombinieren. Die physikalischen Prozesse während dieses Vorgangs sind sehr unterschiedlich und komplex und sind in [46] erklärt und in ► **Abb. 1.3** zusammengefasst. Die optischen Photonen erzeugen in der Sperrschicht der integrierten Photodiode wiederum zahlreiche Elektronen-Loch-Paare. Durch das starke elektrische Feld dieser Raumladungszone werden diese getrennt. Im Sperrbetrieb führt dies zu einer Entladung der Photokapazität. Die Höhe der Entladung ist dann ein Maß für die eintreffende Strahlung. Sie wird über eine entsprechende Ausleseelektronik bestimmt. Das analoge Entladungssignal wird dann mit Hilfe eines A/D Wandlers in ein digitales Bildsignal umgewandelt.

1.2.2 Technische Umsetzung

Das $40 \times 30 \text{ cm}^2$ große Panel besteht aus insgesamt 1536 Zeilenarrays mit jeweils 2048 Pixel (aktive Fläche). Dies entspricht einer Länge der quadratischen Pixel von $194 \mu\text{m}$. Jedes Pixel besteht aus einer Photodiode (a-Si:H) mit einem integrierten Dünn-Feld-Transistor (engl. 'thin film transistor' oder kurz 'TFT') zur Ansteuerung. Unmittelbar darüber befindet sich die Absorberschicht aus Cäsiumiodid (CsI). Darunter angeschlossen ist, wie in ► **Abb. 1.4** erkennbar, die



Der PaxScan 4030CB verwendet die 'split readout' Technologie, d.h. das Panel wird von beiden Seiten gleichzeitig zeilenweise ausgelesen. Dafür sind pro Seite je 16 Ausleseverstärker mit 128 Kanälen angebracht. Vorteil ist eine höhere maximale Bildrate. Um die entsprechenden Zeilen schalten zu können, befinden sich auf der rechten Seite 12 Zeilentreiber mit ebenfalls 128 Kanälen.

Abbildung 1.4: Elektronikdesign des PaxScan4030CB

Auslese- (engl. 'readout chip') und die Steuerungselektronik (engl. 'driver chip'). Insgesamt 24 Ausleseverstärker, 12 für die obere Bildhälfte und 12 für die untere Bildhälfte, sind an der Seite angebracht. Jeder einzelne verfügt über 128 verschiedene Kanäle und zeichnet sich durch geringes Rauschen bei gleichzeitig hohem Dynamikbereich aus. Bereits auf dem Chip ist die Möglichkeit zum 1x, 2x oder 4x binning integriert, d.h. 2 oder 4 Pixel können zu einem Wert zusammengefasst werden. Die ausgelesenen analogen Signale werden anschließend über einen 14-bit Analog/Digital-Wandler in digitale Signale umgewandelt und zur Weiterverarbeitung per Glasfaserleitung transferiert. Die maximale Bildrate liegt dabei bei 30 Bildern pro Sekunde. Weitere spezifische Details sowie einige Leistungsdaten sind in ► **Tab. 1.2** zusammengefasst.

Das Design der Szintillatorschicht wurde darauf ausgelegt einerseits die räumliche Auflösung (gemessen als Modulation-Transfer-Funktion: MTF, ► **5.1.1**) und andererseits die Quantenausbeute (gemessen als detektierte Quanten Effizienz: DQE, ► **5.1.3**) deutlich zu steigern. CaesiumIodid (CsI) besitzt die Eigenschaft unter bedingten Voraussetzungen säulenartig zu wachsen. Diese Säulen verhalten sich ähnlich wie Glasfaserleitungen, sind also Lichtleiter. Ein emittiertes Photon wird an den Rändern reflektiert und gelangt so bis ans Ende der Säule. Die Streuverluste und die daraus resultierende Unschärfe bzgl. des lokalen Kontrastes werden somit unterdrückt, die Quantenausbeute und räumliche Auflösung optimiert. Weiter wird der Szintillator mit Thallium (Tl) dotiert. Dies bewirkt eine Veränderung des Emissionsspektrums der emittierten Photonen. Der Spitzenwert (engl. 'peak') dieser Verteilung, die von 400nm bis 800nm reicht, liegt etwa bei 550nm. Er fällt damit fast genau mit dem Peak der Absorptionskurve der verwendeten Photodiode aus amorphem Silizium zusammen. Dies bedeutet eine nochmalige Steigerung der Quantenausbeute, da die Verluste durch Photonen, die nicht im Absorptionspektrum der Photodiode liegen, minimiert werden.

Kenngröße	Spezifikation	Kommentar
Szintillatormaterial	CsI:Tl	einheitlich säulenartig
Lichtempfindlichkeit	400 – 700 nm	peak bei 550 nm
Gamma	1	
Lag	<2%	3. Frame 1 μR / frame
Pixel Matrix	2048 x 1536	1x binning
Matrixgröße	397 mm x 298 mm	
Aktive Pixelgröße	194 μm	tatsächliche Fläche
Füllfaktor	70%	lichtempfindliche Fläche
Auflösungsvermögen	2,58 lp/mm 1,29 lp/mm	@ 7,5 B/s 1x1 binning @ 30 B/s 2x2 binning
MTF	>35%	1,3 lp/mm @ 80 keV
Kontrastverhältnis	>100:1 >50:1	große Fläche (10%) kleine Fläche (10 mm)
Signalkapazität	20 Mio. Elektronen	pro Pixel
Dynamikbereich	>2.000 : 1	
Nichtgleichheit	< 1%	
Defekte Pixel	keine	nach Interpolation
Defekte Reihen	<14	insgesamt
Auslesemethode	progressive bi-directional	
A/D Wandler	14 bit	
Energiebereich	40 – 150 keV	

Tabelle 1.2: **Detailinformationen PaxScan 4030CB**

1.2.3 Detektormodus

Um den Dynamikbereich des A/D-Wandlers möglichst gut auszunutzen, (d.h. der hellste Pixel im Bild liefert einen Wert am oberen Ende der 14bit Skala), gibt es verschiedene Einstellmöglichkeiten für die Sensitivität (eng.: 'sensitivity' oder 'gain'). Zusammen mit der Bildgröße (engl. 'image format') wird damit ein Detektormodus festgelegt:

Bildformat In der Praxis wird zwischen Übersichtsbild und Zoom (Teilbild) unterschieden. Die Wahl eines Teilbildes bringt bei sonst gleichem Parameter lediglich einen Geschwindigkeitsvorteil (Erhöhung der Bildrate), da es sich hierbei um einen reinen digitalen Zoom handelt. Das Übersichtsformat hat bei dem verwendeten Detektor eine Größe von $40 \times 30 \text{ cm}^2$. Ein Zoomformat ist das zentrale Quadrat mit einer Kantenlänge von 20 cm .

Sensitivität Die Sensitivität gibt an wie viele digitale Grauwerte (engl. 'least significant bit' oder kurz 'LSB') eine bestimmte Eingangsdosis erzeugt. Die Einheit für die Sensitivität lautet daher $[\text{LSB}/\text{nGy}]$. Sie kann durch die Kombination von drei verschiedenen Parametern variiert werden:

Messkapazität Die Wahl der Messkapazität C_M legt die Abstufung (Digitalisierung) und Größe (Sättigungsdosis) des Dynamikbereiches fest. Bei dem verwendeten Detektor können $0,5 \text{ pF}$, $4,0 \text{ pF}$ und theoretisch $16,0 \text{ pF}$ als Messkapazitäten gewählt werden. Für die medizinische Röntgenbildgebung sind aus Dosisgründen nur die ersten beiden von Interesse. Mit der größeren Kapazität kann demnach ca. die 8-fache Dosis gegenüber der kleineren detektiert werden. Gleichzeitig reduziert sich aber auch die Quantisierung um den gleichen Faktor. Die Wahl der Kapazität hat weiter einen entscheidenden Einfluß auf die Höhe des Elektronikrauschens (► 2.1.1).

Analoge Verstärkung Damit nicht nur zwischen diesen beiden Sensitivitäten gewählt werden kann, kann das Signal vor der Digitalisierung nochmals (analog) verstärkt werden. Mit den analogen Verstärkungsfaktoren $V_a \in \{1, 2, 4, 5\}$ kann so die Sensitivität der Messkapazitäten verdoppelt, vervierfacht bzw. verfünffacht werden. Die analoge Verstärkung hat nur einen geringen Einfluß auf das Signal-Rausch-Verhältnis, da beide zu gleichen Teilen verstärkt werden.

Pixelgruppierung Mit der Möglichkeit der Pixelgruppierung (engl. 'binning') kann auf die Sensitivität ebenfalls eingewirkt werden. Durch ein 2×2 - 'binning', d.h. dem Zusammenschluß von zwei Pixeln in Spalten- und zwei Pixeln in Zeilenrichtung wird die Sensitivität verdoppelt. Sie wird nicht wie beim digitalen 'binning' vervierfacht, da lediglich das Spalten- 'binning' zu einer Intensitätsverdoppelung führt. Das 'binning' in Zeilenrichtung entspricht einer Mittelwertbildung, d.h. es erhöht das Signal nicht mehr, sondern reduziert das Rauschen. Da nur noch halb so viele Zeilen ausgelesen werden müssen, hat dies zusätzlich den Vorteil der erhöhten maximalen Bildrate. Durch das 'binning' wird die Ortsauflösung reduziert, die Kontrastaufklärung verbessert.

Die höchste Sensitivität (bzw. geringste Sättigungsdosis) wird folglich mit der geringsten Messkapazität ($C_M = 0,5 \text{ pF}$), dem größten analogen Verstärkungsfaktor ($V_a = 5$) sowie zusätzlichen 'binning' (2×2) erreicht. Die niedrigste Sensitivität (bzw. höchste Sätti-

gungsdosis) erreicht man mit der größten Messkapazität ($C_M=4,0\text{ pF}$), ohne analoge Verstärkung ($V_a = 1$) und ungebinnt (1×1). Zwischen beiden ergibt sich theoretisch ein Faktor $8*5*2=80$. Die analogen Verstärkungsfaktoren 2 und 4 sind gerade so gewählt, dass bei Änderung des 'binnings' (2×2 , 4×4) die Gesamtsensitivität gleich gehalten werden kann. Nicht alle Kombinationen für die Sensitivität sind in der Praxis geeignet, da mitunter bestimmte Rahmenbedingungen (z.B. Bildrate) erfüllt werden müssen. In ► **Tab. 1.3** ist eine Übersicht der praktikablen Modi gegeben.

Bezeichnung	Bildformat	Messkapazität	Analoge Verstärkung	Sensitivität
'fluoro'	1024x 768 (2x2)	0,5 pF	4	$\approx 15,0\text{ LSB/nGy}$
'rad'	2048x1536 (1x1)	0,5 pF	1	$\approx 2,0\text{ LSB/nGy}$
'standard CBCT'	1024x 768 (2x2)	4,0 pF	1	$\approx 0,5\text{ LSB/nGy}$
'DGR CBCT'	1024x1536 (2x1)	0,5/4,0 pF	1	
- 'DGR high gain'	1024x 768	0,5 pF	1	$\approx 1,9\text{ LSB/nGy}$
- 'DGR low gain'	1024x 768	4,0 pF	1	$\approx 0,3\text{ LSB/nGy}$

Tabelle 1.3: Modetabelle für den PaxScan 4030CB

1.3 Kegelstrahl Computertomographie

Ähnlich wie bei der klassischen Computertomographie (CT) wird bei der Kegelstrahl Computertomographie (engl. 'cone beam computed tomography' oder kurz 'CBCT') aus den Projektionsinformationen von verschiedenen Richtungen ein entsprechendes dreidimensionales Volumen rekonstruiert. Im Unterschied werden allerdings nicht wie beim klassischen CT eindimensional Projektionsdaten zu einem zweidimensional Schichtbild verrechnet, sondern zweidimensionale Projektionsbilder, wie sie nach einer kegelförmigen Abstrahlung der Röntgenquanten zu messen sind, zu einem dreidimensionalen Würfel. Die 'CBCT'-Bildgebung mit Festkörpertektoren ist momentan Gegenstand zahlreicher Studien und Untersuchungen [19, 38, 58]. Die Schwerpunkte liegen dabei allerdings bei der Definition neuer Applikationen. Das folgende Kapitel beschreibt den Aufwand für die Integration des Detektors, und gibt einen Überblick über den Ablauf eines 'CBCT'-Scans und die Rekonstruktion des dreidimensionalen Volumens.

1.3.1 Integration des Detektors

Der Detektor ist vertikal bzgl. der Rotationsachse um das Isozentrum angebracht ► **Abb. 1.1**. Diese Anordnung ermöglicht bei den nicht quadratischen Abmessungen des Panels ein maximal mögliches zylindrisches Rekonstruktionsvolumen das in einen Quader mit den Kantenlängen $20\text{ cm} \times 20\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ eingeschrieben ist.

Der Detektor wird über ein externes Triggersignal mit dem Röntgenpuls synchronisiert. Start- und Endposition während einer motorischen Orbitalrotation werden über zusätzliche Schalter überwacht. Dadurch wird gewährleistet, dass jeder Scan an der gleichen Nullposition startet und auch an der gleichen Endposition endet. Dies ist wegen der Geometriekalibrierung wichtig, da sie eine exakte Reproduzierbarkeit der Scanbewegung voraussetzt.

1.3.2 Ablauf eines 3D-Scans

Der Ablauf eines 3D-Scans ist in ► **Abb. 1.5** illustriert. Der C-Bogen wird so in aufrechter Stellung an den Tisch gebracht, dass der zu untersuchende Bereich des Objekts/Patienten im Isozentrum liegt. Zu Beginn des Scans bewegt sich der C-Bogen in seine exakte Null- oder Startposition. Dies ist wichtig, da bei einer zeitlichen Triggerung der Röntgenpulse die C-Bogenfahrt so reproduzierbar wie nur möglich sein muss, um Einbußen in der Ortsauflösung zu vermeiden. Während der Rotation des C-Bogens werden bei fester Bildrate zwischen 100 und 400 Bilder über den idealen Winkelbereich von 180° plus Öffnungswinkel der Röntgenröhre akquiriert. Am Ende des Scans wird der C-Bogen wieder in eine aufrechte Stellung gebracht und kann so entweder komplett vom Tisch entfernt oder für eine weitere 2D-Bildgebung verwendet werden.

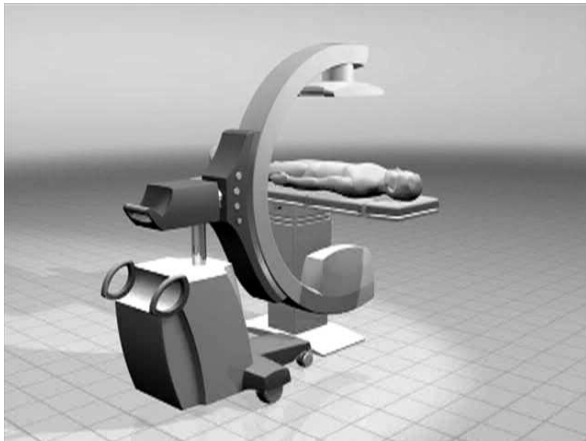
1.3.3 Rekonstruktion des 3D-Volumens

Die 2D-Projektionsbilder werden mit Hilfe eines modifizierten Algorithmus nach Feldkamp [13] zu einem 3D-Volumen rekonstruiert. Dazu ist es nötig, die exakte Projektionsgeometrie (Lage des Detektors zum 3D-Volumen) für jedes einzelne Projektionsbild $P(\beta, u, v)$ mit Dimension u, v und Orbitalwinkel β zu kennen. Für den Fall einer idealen Kreisbahn, wie er durch die stabile Geometrie bei klassischen CT-Geräten gegeben ist, kann die Projektionsmatrix aus den intrinsischen und extrinsischen Parametern bestimmt werden (► **Abb. 1.6**)

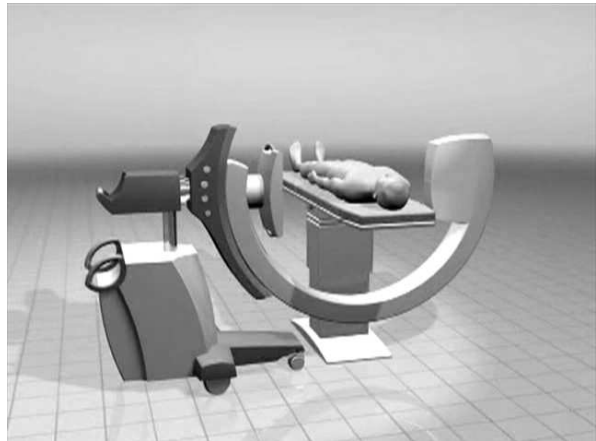
Im Falle eines mobilen C-Bogens kann wegen der zusätzlichen Verwindung nicht mehr von diesem Idealfall ausgegangen werden, sodass die Projektionsmatrizen durch eine Geometriekalibrierung bestimmt werden. Diese Kalibrierung muss in regelmäßigen Abständen wiederholt werden, um sicherzustellen, dass die Projektionsmatrizen mit der aktuellen Projektionsgeometrie noch übereinstimmen.

Die Berechnung der Verteilung der Schwächungskoeffizienten $\mu(\vec{r})$ im Volumen geschieht dann durch eine gefilterte und gewichtete Rückprojektion (engl. *'filtered and weighted back projection'*) [55, 63, 1]:

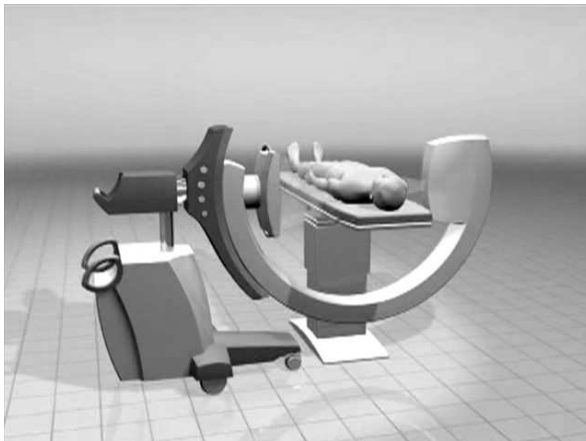
$$\mu(\vec{r}) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} d\beta \frac{R_{\text{Fokus}} \cdot R_{\text{SID}}}{|(\vec{r} - \vec{r}_{\text{Fokus}}) \cdot (\vec{e}_u \times \vec{e}_v)|^2} \cdot \left[h(u) * \left(\frac{R_{\text{SID}}}{\sqrt{R_{\text{SID}}^2 + u^2 + v^2}} \cdot P(\beta, u_{\vec{r}}, v_{\vec{r}}) \right) \right] \quad (1.1)$$



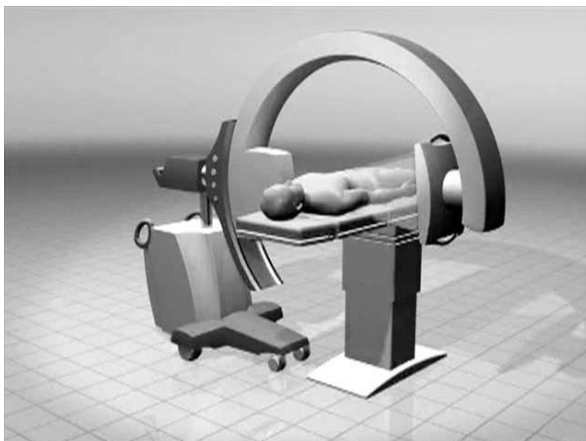
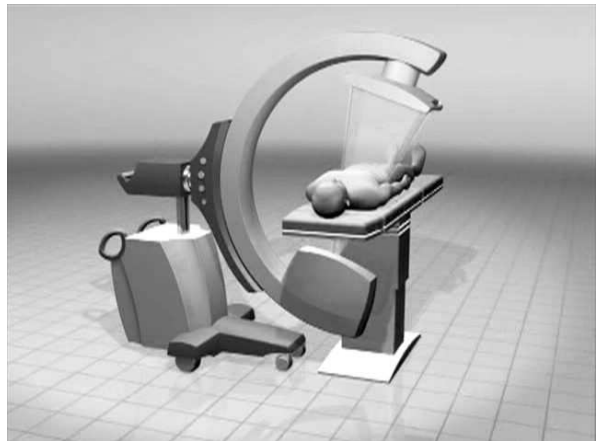
1. Schritt: Der C-Bogen wird in aufrechter Stellung an den Tisch gefahren, der zu untersuchende Bereich des Objekts/Patienten im Isozentrum positioniert.



2. Schritt: Der C-Bogen bewegt sich in seine exakte Null- oder Startposition.



3. Schritt: Während einer kompletten Orbitalrotation (180° plus Öffnungswinkel) werden bei fester Bildrate zwischen 100 und 400 Bilder im gepulsten Modus aufgenommen.



4. Schritt: Nach Erreichen der Endposition wird der C-Bogen wieder in die aufrechte Stellung gebracht. Er kann entweder vom Tisch entfernt oder für eine weitere 2D-Bildgebung genutzt werden.

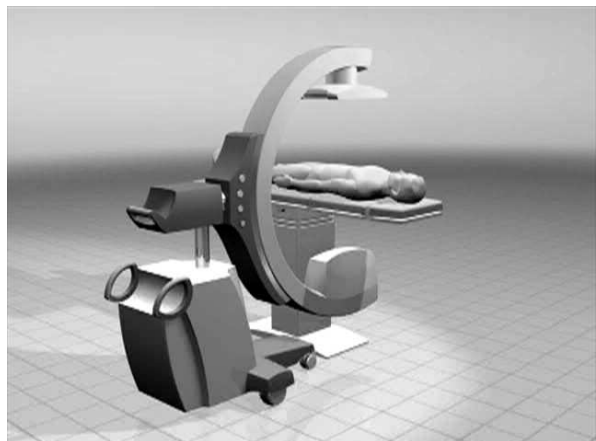


Abbildung 1.5: Ablauf eines 3D-Scans bei einem mobilen C-Bogen System

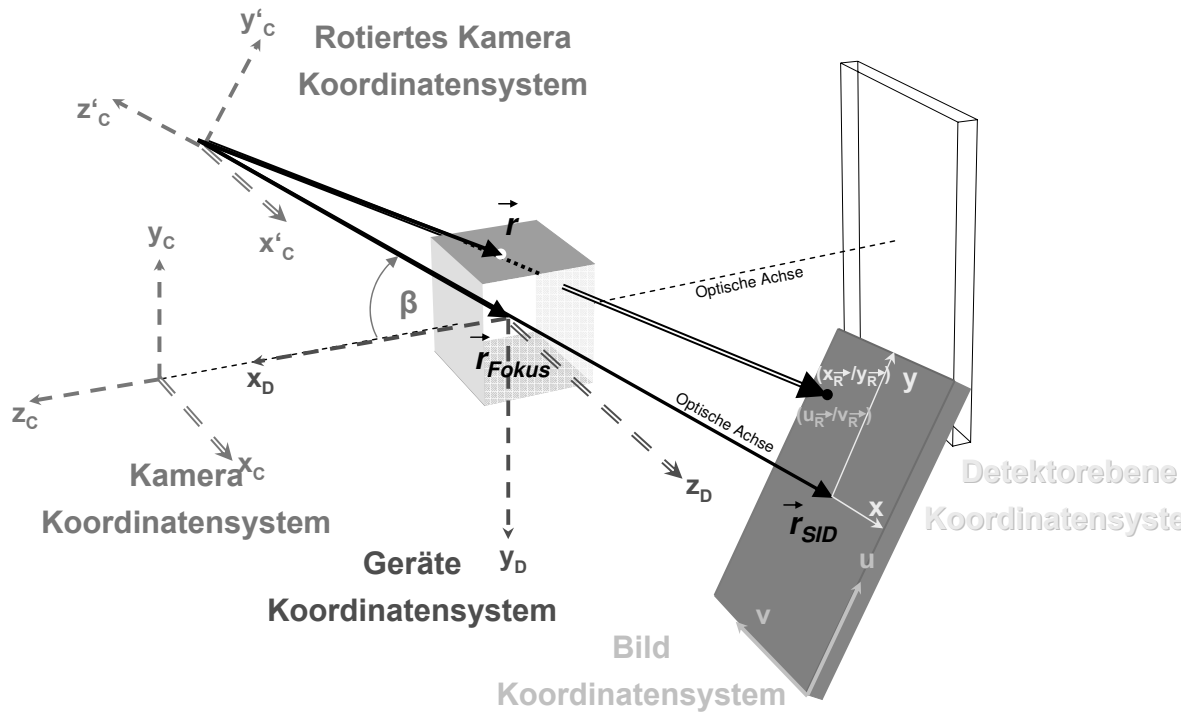


Abbildung 1.6: Ideale Projektionsgeometrie bei 'CBCT'

$u_{\vec{r}}, v_{\vec{r}}$ sind dabei die Bildkoordinaten des projizierten Vektors \vec{r}

$h(u)$ ist ein 1-dim konventioneller Filter (z.B. Rampenfilter)

$\frac{R_{SID}}{\sqrt{R_{SID}^2 + u^2 + v^2}}$ entspricht der Kosinus-Gewichtung

$\frac{R_{Fokus} \cdot R_{SID}}{|(\vec{r} - \vec{r}_{Fokus}) \cdot (\vec{e}_u \times \vec{e}_v)|^2}$ entspricht der Distanz-Gewichtung

Einschränkungen:

1. Beim Feldkamp Algorithmus wird nur die mittlere Schicht in z-Richtung exakt rekonstruiert (entspricht dem Fall einer Fächerstrahl CT-Bildgebung).
2. Eine volle Kreisbahn ist mit einem mobilen C-Bogen nicht möglich. Theoretische reichen auch 180° plus Öffnungswinkel. Dabei muss aber die Doppelabtastung ab dem Winkel 180° minus Öffnungswinkel kompensiert werden. Dies kann durch die Parker-Gewichtung [40] erreicht werden.

Kapitel 2

Analyse der Detektoreigenschaften

[Dieses Kapitel beschäftigt sich mit den detektorspezifischen Eigenschaften und Abhängigkeiten, sowie deren Auswirkungen auf die 2D-Projektionsbilder und deren Bildqualität bei der Verwendung eines mobilen C-Bogens.]

2.1 Eigenschaften des Detektorrohbildes

Im Folgenden werden die Eigenschaften und Besonderheiten eines 2D-Rohbildes genauer beschrieben. Wird eine Rohbildserie ohne Strahlung aufgenommen, spricht man von einer Dunkelbild-Serie (engl. *'dark field images'*), wird dagegen mit Strahlung, aber ohne Objekt im Strahlengang akquiriert, spricht man von einer Hellbild-Serie (engl. *'white field images'*).

2.1.1 Zusammensetzung der Rauschanteile

Für den Gesamteindruck der Bildqualität spielt das Bildrauschen eine entscheidende Rolle. Daher ist es wichtig die jeweiligen Beiträge genau zu differenzieren. In ► **Abb. 2.1** ist eine Übersicht über die Zusammensetzung der Rauschanteile gegeben.

Quantenrauschen (QN) Das Quantenrauschen wird durch die Natur des Strahlungsfeldes vorgegeben. Es ist proportional zur Wurzel der einfallenden Photonen und hängt von der Strahlqualität (kV, mA, Vorfilter, Anodenmaterial) ab.

Detektorrauschen (DN) Das Detektorrauschen setzt sich aus dem unkorrelierten Elektronikrauschen (EN) und den korrelierten Hintergrundstrukturen (engl. *'fixed pattern'*) zusammen. Das Elektronikrauschen wird durch das Design des Detektors (Photodiode, TFT, Messkapazität, Ausleseelektronik) festgelegt. Die Hintergrundstrukturen entstehen dann, wenn sich der Zustand bzw. Eigenschaften des Detektors zwischen Kalibrierung und Korrektur verändert haben. Oder anders: Bei einer idealen Korrektur gibt es keine korrelierten Hintergrundstrukturen.

Elektronikrauschen (EN) Beim Elektronikrauschen unterscheidet man Pixelrauschen (σ_{PN}), Zeilenrauschen (σ_{LN}), Spaltenrauschen (σ_{CN}), Verstärkerrauschen (σ_{AN}) und Quantisierungsrauschen (σ_{ADCN}). Dabei dominiert in aller Regel das Pixelrauschen (Anteil ca. 80%, [49]).

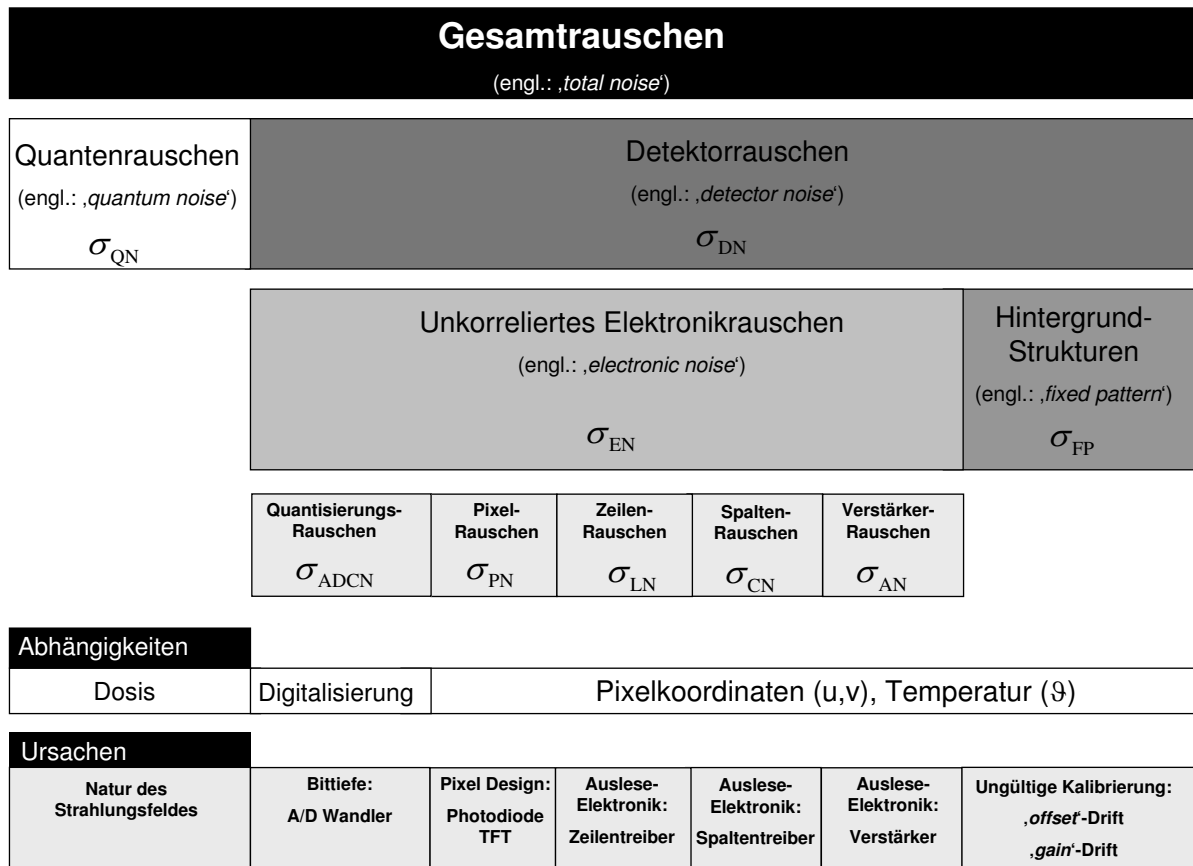


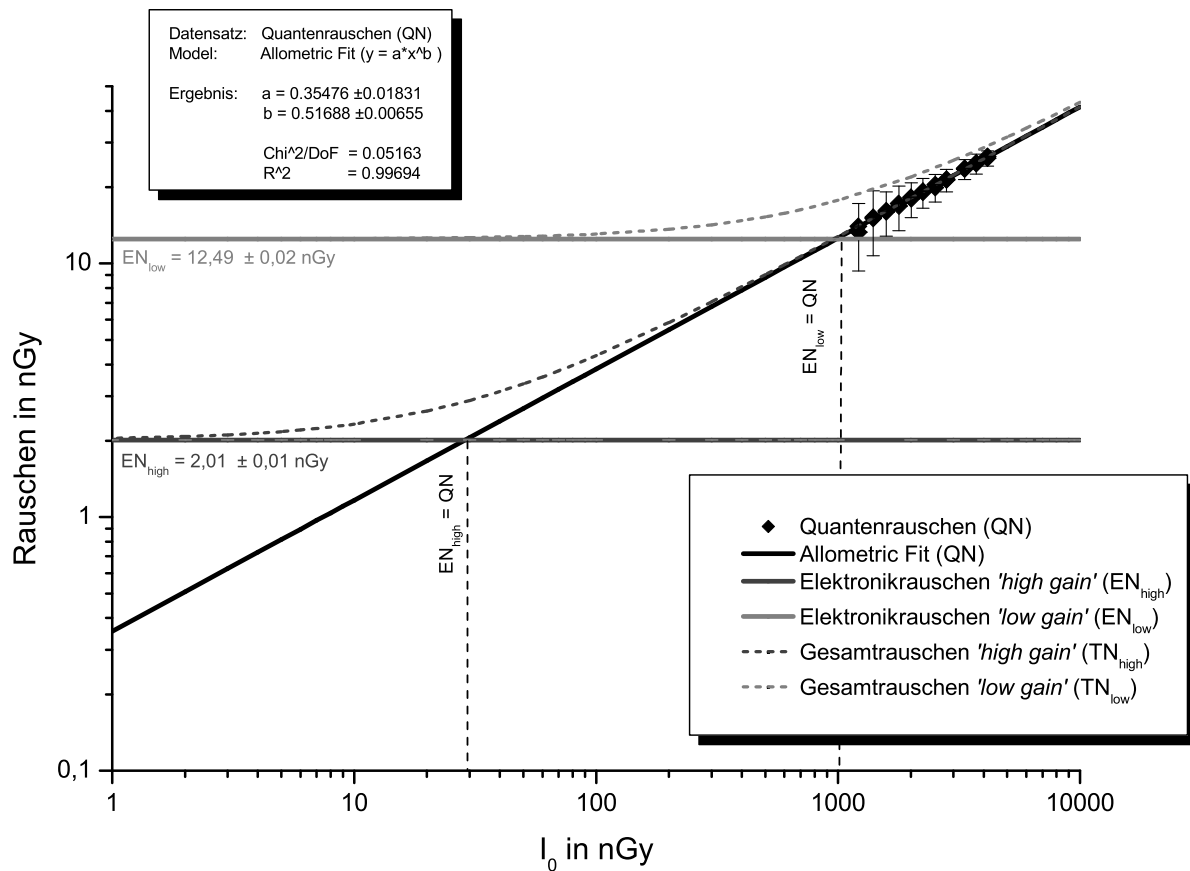
Abbildung 2.1: Zusammensetzung der Rauschanteile

Im Niedrigdosisbereich gibt es einen Übergang vom Quantenrauschen dominierten Bereich hin zum Elektronikrauschen dominierten Bereich. Damit nimmt das Eigenrauschen des Detektors bei sehr niedrigen Dosen am Detektoreingang maßgeblichen Einfluß auf die Bildqualität. Bei höheren Dosen am Detektoreingang hingegen bestimmt das Strahlungsfeld mit seinen Eigenschaften den Rauscheindruck. In ► **Abb. 2.2** ist der Übergang zwischen Elektronikrauschen und Quantenrauschen für den jeweiligen Detektormodus illustriert und erklärt.

Im Rahmen der Fehlergenauigkeit ergibt sich für das Quantenrauschen ein fast wurzelförmiger Zusammenhang ($b = 0,52$). Die Abweichung ist bedingt durch die Ungenauigkeit des Dosimeters 5% und der geringfügigen Nichtlinearität des Detektors.

Für den 'low gain' wurde ein fast 6-mal so großes Elektronikrauschen als für den 'high gain' ermittelt. Dementsprechend liegt die Quantenlimitierte-Dosis, also die Dosis bei der das Elektronikrauschen und das Quantenrauschen gleich groß sind, etwa um den Faktor $6^2 = 36$ höher. Aus dem Graphen lassen sich ca. 30 nGy für den 'high gain' und ca. 1050 nGy für den 'low gain' ablesen, was einem Faktor von 35 entspricht.

Unterhalb dieser Grenze wird die Bildqualität maßgeblich durch die Elektronik eingeschränkt. Beim 'high gain' sollte das Signal stets größer als 60 LSB ($\approx 30 \text{ nGy} * 1,93 \text{ LSB/nGy}$), beim 'low gain' stets größer als 260 LSB ($\approx 1050 \text{ nGy} * 0,25 \text{ LSB/nGy}$) sein.



Elektronikrauschen (EN) Zur Bestimmung des Elektronikrauschens wird eine Serie von 16 Dunkelbildern aufgenommen. Je zwei aufeinanderfolgende Dunkelbilder werden voneinander subtrahiert und die Standardabweichung im Ergebnisbild ermittelt. Der Mittelwert der 15 Standardabweichungen ergibt das unnormierte Elektronikrauschen. Die Schwankung um den Mittelwert den Fehler. Das normierte Rauschen ergibt sich durch Division durch $\sqrt{2}$.

Quantenrauschen (QN) Zur Bestimmung des Quantenrauschens wird zunächst das Gesamtrauschen (TN) einer 'offset'- und 'gain'- korrigierten Hellbildserie ermittelt. Das Quantenrauschen kann dann bei bekanntem Elektronikrauschen berechnet werden ($\sigma_{TN}^2 = \sigma_{EN}^2 + \sigma_{QN}^2$). Dies wird für verschiedene Dosen wiederholt. Je höher die Dosis dabei ist, um so kleiner wird der Gesamtfehler für das Quantenrauschen, da das Elektronikrauschen immer stärker an Einfluß verliert. Durch die Messwerte wird anschließend eine Potenzfunktion gelegt. Dies entspricht einer Gerade bei doppellogarithmischer Auftragung.

Abbildung 2.2: Übergangsbereich zwischen Elektronikrauschen- und Quantenrauschen-dominierten Bereich für den hoch ('high gain') - und niedrig verstärkenden Detektormodus ('low gain')

2.1.2 Charakteristik des Dunkelbildes ('offset')

In einem Dunkelbild treten nur Signalanteile auf, die durch die Elektronik, genauer die Summation der verschiedenen Dunkelströme von Photodiode und Ausleseelektronik, generiert worden sind. Diese Signalanteile liegen als Hintergrund unter dem eigentlichen Nutzsignal, das von der Strahlung generiert wird. Durch das Design von mehreren Ausleseeinheiten und den Schwankungen der Empfindlichkeiten in den einzelnen Photodioden entsteht ein charakteristisches Signalmuster (engl. 'pattern'), das durch eine spätere Korrektur (► **Kap. 4.4.1**) kompensiert werden muss. Dieses Hintergrundmuster steht in fester Beziehung zwischen den einzelnen Pixeln (engl. 'fixed pattern'), unterliegt allerdings zeitlichen Schwankungen bedingt durch das Elektronikrauschen (► **Kap. 2.1.1**). Da eine korrelierte Doppelabtastung (engl. 'correlated double sampling' oder kurz 'CDS') [47], in die Ausleseelektronik integriert ist und somit Drift in den Dunkelströmen vermieden werden, bleibt der absolute Mittelwert dieser Signalanteile bei unveränderten Umgebungsbedingungen und fester Bildrate und Umgebungsparametern über die Zeit konstant. In ► **Abb. 2.3** sind zwei typische Dunkelbilder für einen hoch- (engl. 'high gain') und einen niedrig-empfindlichen Detektormodus (engl. 'low gain') dargestellt.

Das modespezifische Hintergrundmuster besitzt eine Abhängigkeit von der Bildrate, genauer von der Integrationsdauer zwischen zwei Bildern. Zudem variiert es mit Änderungen der Temperatur (vgl. ► 2.2.2).

2.1.3 Charakteristik des Hellbildes ('gain')

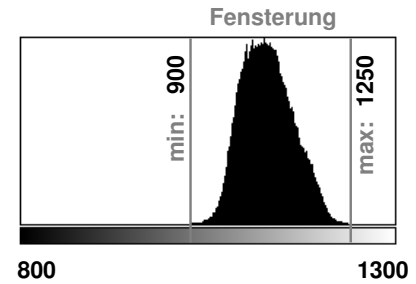
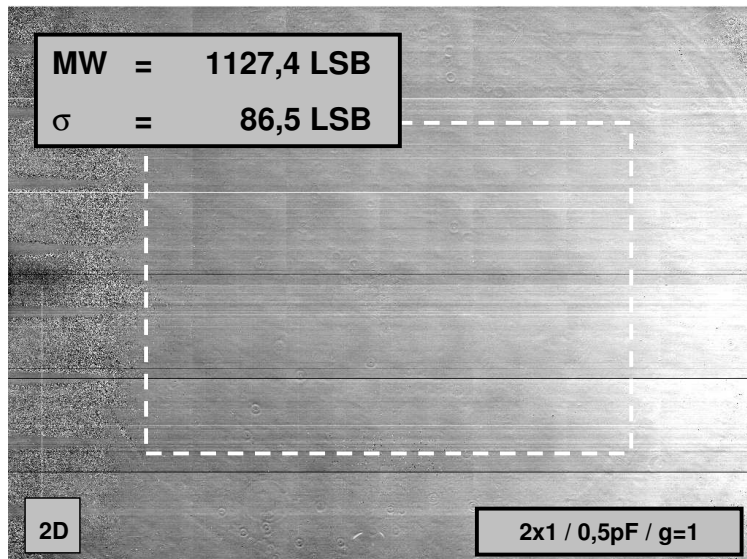
Um die Eigenschaften eines Hellbildes analysieren zu können, müssen zunächst die Hintergrundstörungen, wie sie in einem Dunkelbild auftreten (► **Kap. 2.1.2**), beseitigt werden. Dazu wird aus einer zeitnah aufgenommenen Dunkelbild-Serie $D_n, n = 1, \dots, N$ ein zeitlich gemittelttes Dunkelbild (oder Dunkelbildkarte) Ω berechnet. Dies geschieht individuell für jedes Pixel (u, v) . Das gemittelte Dunkelbild wird von jedem Hellbild $W_m, (n = 1, \dots, M)$ subtrahiert.

$$\Omega(u, v) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N D_n(u, v) \quad (2.1)$$

$${}^{\omega}W_m(u, v) = W_m(u, v) - \Omega(u, v) \quad (2.2)$$

Diese Methode entspricht einer Offset-Kompensation (► **Kap. 4.4.1**). Untersucht werden stets die offset-korrigierten Hellbilder ${}^{\omega}W_m$. In ► **Abb. 2.4** sind zwei typische offset-korrigierte Hellbilder für einen hoch- (engl. 'high gain') und einen niedrig-empfindlichen Detektormodus (engl. 'low gain') dargestellt.

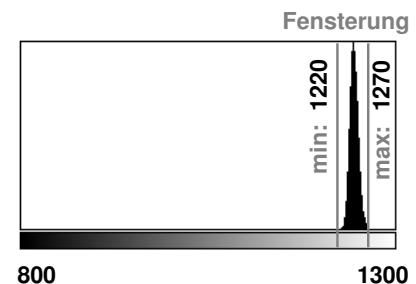
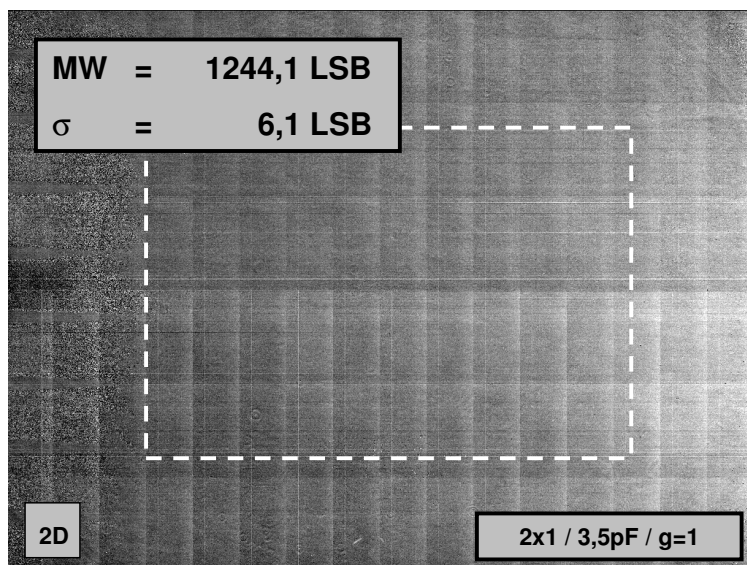
Auffällig ist, dass obwohl der Signalhintergrund aus dem Bild entfernt wurde, kein homogenes Bild vorliegt. Dies liegt zum einen an der Ausleuchtung des Detektors selbst. Die Intensität nimmt zu den Rändern des Detektors stark ab und das Intensitätsmaximum liegt leicht dezentriert. Begründet ist dies durch die kugelförmige Abstrahlung der Röntgenquanten und den



Dunkelbilder (high gain)
 Anzahl/Dosis: **n=100 / d₀**
 Bildformat: **1024x768**
 Korrekturen: **keine**

Projektion: 5

Abbildung 2.3A: 'high gain'-Mode mit einer mittleren Empfindlichkeit von $1,90 \text{ LSB/nGy}$ - Trotz analoger 'offset'-Korrektur (Anpassung der Vorspannungen an dem D/A-Wandler jedes Ausleseverstärkers und einer korrelierten Doppelabtastung) ist ein Dunkelbild des 'high gain'-Mode nicht komplett homogen. Ein Zeilen- und Verstärker-korreliertes Hintergrundmuster ist deutlich zu erkennen. Weil für den inneren Bereich ein Gesamttrauschen von ca. 87 LSB gemessen wurde, - was deutlich größer ist als das unkorrelierte Elektronikrauschen von ca. 4 LSB -, ist das 'fixed pattern' (► Abb. 2.1) der dominierende Rauschanteil und muss entsprechend korrigiert werden.



Dunkelbilder (low gain)
 Anzahl/Dosis: **n=100 / d₀**
 Bildformat: **1024x768**
 Korrekturen: **keine**

Projektion: 5

Abbildung 2.3B: 'low gain'-Mode mit einer mittleren Empfindlichkeit von $0,25 \text{ LSB/nGy}$ - Gleiches gilt auch für das Dunkelbild eines 'low gain'-Mode. Allerdings trägt hier bereits das unkorrelierte Elektronikrauschen (ca. 3 LSB) zu fast einem Drittel zum Gesamttrauschen von $6,1 \text{ LSB}$ bei. Das 'fixed pattern' wird geprägt von einem Verstärker-korrelierten Streifenmuster.

Abbildung 2.3: Dunkelbilder für hoch ('high gain') - und niedrig verstärkenden Detektormodus ('low gain')

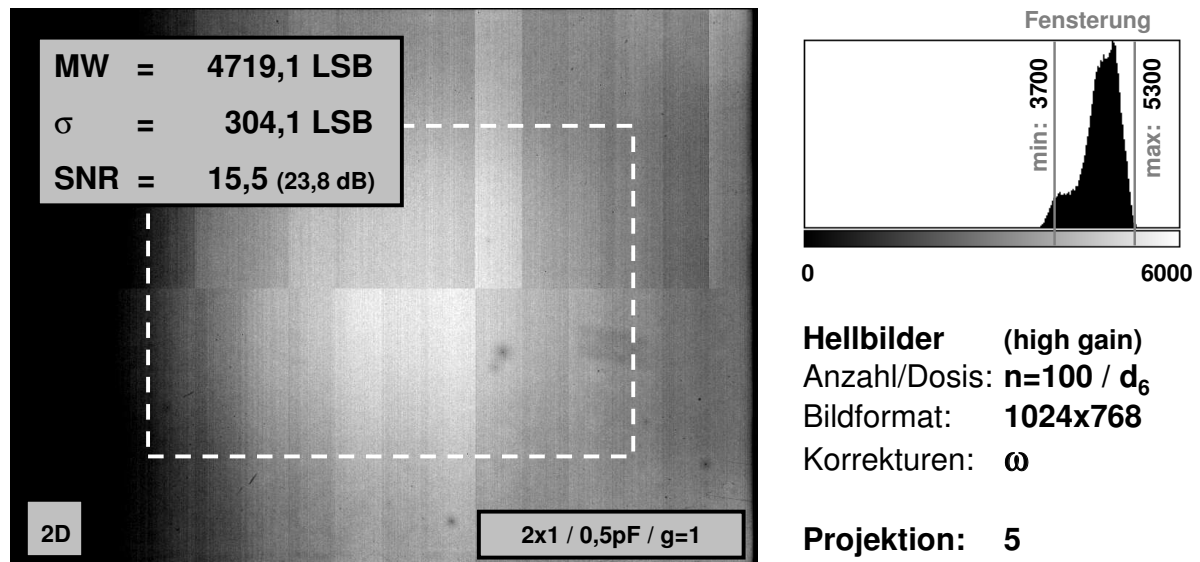


Abbildung 2.4A: 'high gain'-Mode mit einer mittleren Empfindlichkeit von $1,90 \text{ LSB/nGy}$ - Trotz der Subtraktion des Hintergrundmusters ergibt sich unter Strahlung für den 'high gain'-Mode kein homogenes Hellbild mit reinem Quantenrauschen. Dies liegt an den unterschiedlichen Empfindlichkeiten eines jeden Pixels, bedingt durch die Kombination der verschiedenen Komponenten. Am stärksten schwanken die oben und unten angebrachten Ausleseverstärker. So entsteht das charakteristische Verstärker-korrelierte Streifenmuster. Weiter ist die Ausleuchtung des Detektors nicht homogen. Das Intensitätsmaximum ist nach rechts verschoben, und auf der linken Seite existiert ein starker Intensitätsabfall, bedingt durch den 'heel effect'.

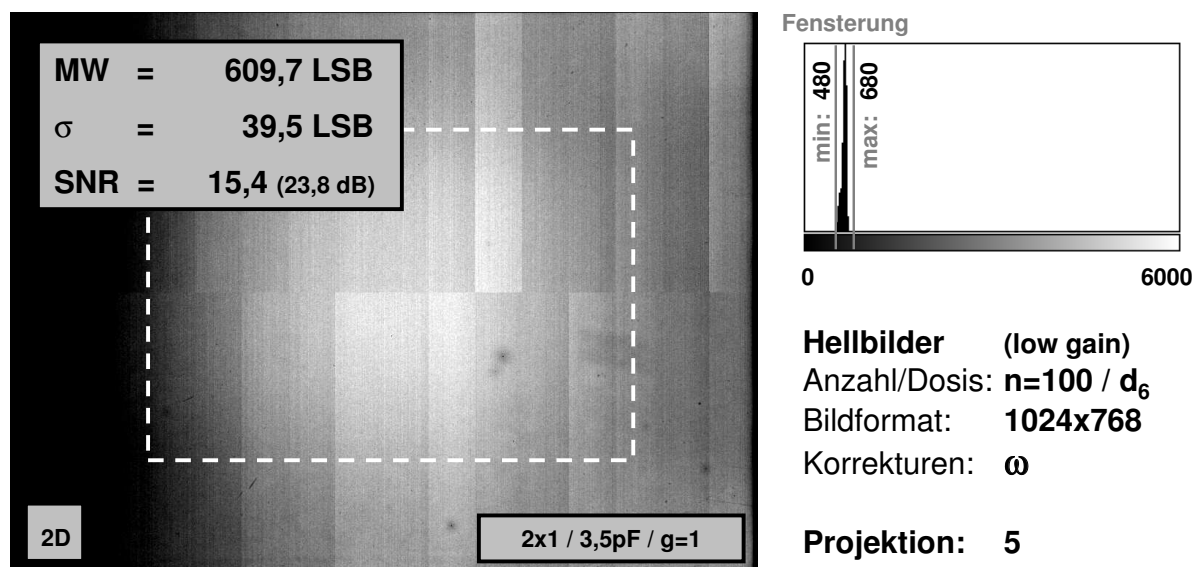


Abbildung 2.4B: 'low gain'-Mode mit einer mittleren Empfindlichkeit von $0,25 \text{ LSB/nGy}$ - Gleiches gilt für ein Hellbild des 'high gain'-Mode. Die Wahl der größeren Messkapazität ($3,5 \text{ pF}$) ändert neben der geringeren Empfindlichkeit auch die Charakteristik des Streifenmusters. Eine modespezifische 'gain'-Korrektur ist daher nötig.

Abbildung 2.4: Offset korrigierte Hellbilder für hoch ('high gain') - und niedrig verstärkenden Detektormodus ('low gain')

'heel'-Effekt der Röntgenröhre. Aber auch ohne diesen Nebeneffekt würde sich kein homogenes Bild ergeben, weil jede Kombination aus Szintillator, Photodiode, Zeilentreiber, Ausleseverstärker, A/D Wandler etc. bauartbedingt zu einer unterschiedlichen Empfindlichkeit (engl. 'gain') führt. Dies bedeutet allerdings, dass ohne weitere Korrekturen unterschiedliche Pixel bei gleicher Dosis andere Signalanteile liefern. Dies würde wiederum zu einem dosisabhängigen Signalhintergrund führen, der die Bildqualität erheblich beeinträchtigt. Daher müssen alle Pixel durch eine Empfindlichkeits-Korrektur (engl. 'gain correction') dazu gebracht werden, bei gleicher Dosis auch gleiche Signale zu liefern. Ferner muss gewährleistet werden, dass diese Eigenschaft zu jeder Zeit, bei jeder Dosis und bei allen sonstigen sich ändernden Umgebungsparametern (wie z.B. Temperatur) erfüllt ist.

2.1.4 Defekte Pixel ('defect')

Herstellungsbedingt kann es vorkommen, dass bestimmte Pixel ein fehlerhaftes oder unbrauchbares Signal liefern. Dies kann je nach Ursache (Photodiode, TFT, Zeilentreiber, Spaltentreiber, usw.) nur einzelne Pixel oder aber eine komplette Spalte oder Zeile betreffen. Im Wesentlichen können folgende Arten von defekten Pixeln unterschieden werden:

Dunkelstrom-Defektpixel (engl. 'offset defect') Die korrelierte Doppelabtastung (engl. 'correlated double sampling') und die analoge Dunkelstrom Kompensation sorgt dafür, dass alle Spannungen für die jeweiligen Ausleseverstärker so eingestellt werden, dass sich ohne Strahlung eine möglichst geringe Offset Dispersion um einen frei wählbaren Mittelwert (z.B.: 1000 LSB) ergibt. Ist das Elektronikrauschen klein gegenüber dieser Offset-Dispersion, so sind Pixel, die sich um mehr als die dreifache Standardabweichung vom Mittelwert unterscheiden mit 99%-iger Sicherheit defekte Pixel (Gauß-Verteilung angenommen). Sie liefern immer einen zu hohen oder zu niedrigen Dunkelstrom im Vergleich zu allen anderen Pixeln. Dies ist immer ein Indiz, dass mit dem Pixel etwas nicht in Ordnung ist, und es vorsichtshalber als defekt markiert werden soll. Ausgefallene Spalten oder Zeilen sind fast immer bzgl. ihres Dunkelstromverhaltens auffällig.

Empfindlichkeit-Defektpixel (engl. 'gain defect') Pixel, die gegenüber allen anderen bei gleicher Dosis ein zu geringes oder verdächtig hohes Signal liefern, werden als Empfindlichkeits-Defektpixel bezeichnet. Sie können ebenfalls nach Überschreitung der 3-fachen Standardabweichung vom Intensitätsmittelwert I_0 identifiziert werden, falls der Detektor komplett homogen ausgeleuchtet wird (Gauß-Verteilung angenommen).

Blinker Es kann vorkommen, dass Pixel nur sporadisch ausfallen, d.h. in einem Bild noch unauffällig sind und im nächsten ein falsches Signal liefern. Dies kann sowohl bei 'offset' und 'gain' defekten Pixel der Fall sein. Um auch diese Pixel identifizieren zu können, muss eine komplette Dunkel- bzw. Hellbildserie untersucht werden. Die Standardabweichung jedes einzelnen Pixels gibt Aufschluß über die Konstanz eines jeden Pixel. Für ein intaktes Pixel gibt sie genau das Elektronik- (bei der Dunkelbildserie) bzw. Elektronik- und Quantenrauschen (bei der Hellbildserie) an. Liegt der Wert um das 3-fache über dem erwarteten Rauschen für diese Dosis, so liegt wiederum mit 99%-iger Sicherheit ein defektes Pixel vor (Gauß-Verteilung angenommen). Periodische Blinker werden über dieses Kriterium in der Regel abgefangen, da ihr schlechtes Signal deutlich vom intakten Signal abweicht.

Sättigungs-Defektpixel (engl. 'saturation defect') Die letzte Gruppe der Defektpixel bilden die sog. Sättigungs-Defektpixel. Es kann vorkommen, dass ein bestimmtes Pixel weder 'offset' noch 'gain' auffällig ist, aber viel zu früh, d.h. bei einer Dosis weit unterhalb der eigentlichen Sättigungsgrenze, seinen maximalen Wert erreicht. Um sie identifizieren zu können, wird der Detektor mit einer Dosis bestrahlt, die für alle Pixel oberhalb der Sättigungsgrenze liegt, d.h. bei dem alle Pixel eigentlich einen Wert größer als der Sättigungsgrenzwert ($= 14000 \text{ LSB}$) liefern müssten. Pixel, die diese Sättigungsgrenze nicht erreichen, werden als defekt markiert.

Vereinfacht könnte man auch sagen: 'gain'-Defektpixel und Blinker liefern ein zu schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis, 'offset'- und 'saturation'-Defektpixel schränken den Dynamikbereich ein.

Markierte Defektpixel müssen durch bi-lineare Interpolation korrigiert werden. Da der Hersteller für alle Modi maximal fünf Defektpixel in einer 3×3 Nachbarschaft zulässt, kann im einfachsten Fall auch ein 3×3 Median Filter zur Interpolation verwendet werden.

2.1.5 Der Lag-Effekt ('lag')

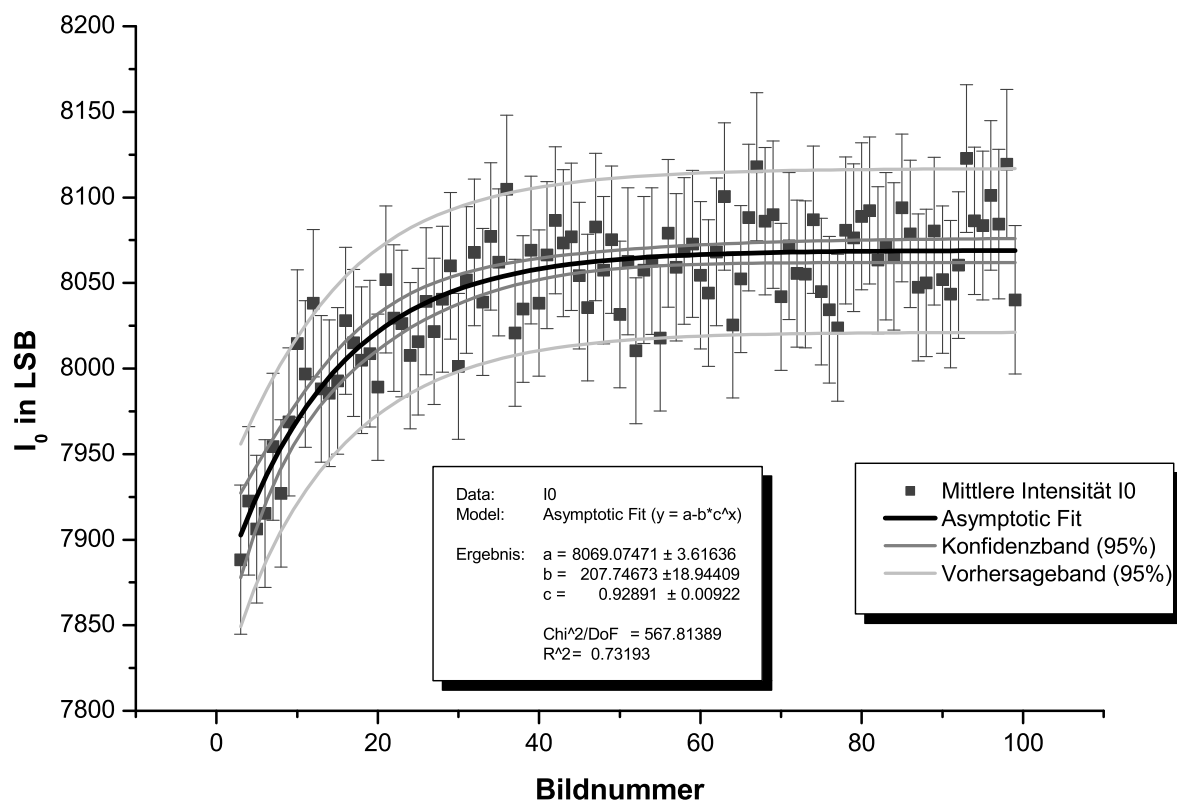


Abbildung 2.5: Intensitätsanstieg innerhalb einer Hellbildserie trotz fester Strahlqualität

Betrachtet man eine Serie von 100 Hellbildern bei einer Bildrate von $f = 3B/s$ so fällt auf, dass während der ersten 40 Bilder die mittlere Intensität I_0 deutlich ansteigt. Ab Bild 40 schwankt diese dann um einen konstanten Wert (► **Abb. 2.5**). Ursache hierfür ist der sog. 'lag'-Effekt [50, 57, 56].

Die einfallenden Röntgenquanten werden in der Szintillatorschicht aus Caesiumiodid (CsI) nicht sofort in optische Photonen umgewandelt. Es werden auch tiefere Energieniveaus an Störstellen besetzt, was erst später zu einer Emission von optischen Photonen führt [61]. Dies wird als Nachleuchten (engl. 'afterglow') des Szintillators bezeichnet. In der Regel ist die Intensität eher schwach, allerdings von langer zeitlicher Dauer [50].

In der Photodiode aus amorphen Silizium (a-Si) geschehen ähnliche Prozesse. Auch hier werden tiefer liegende Störstellen besetzt, sodass diese Elektronen zunächst gefangen (engl. 'trapping') sind. Erst später besteht eine Wahrscheinlichkeit, dass sie diese Niveaus wieder verlassen (engl. 'de-trapping') und so zur Erhöhung des Photostroms beitragen können. Da jedes Signal von seiner Vergangenheit beeinflusst wird, nennt man diesen Effekt auch Erinnerungseffekt (engl. 'memory effect') der Photodiode. Messungen haben gezeigt [50], dass dieser mit einer relativ hohen Intensität zu Beginn dominierend ist, dann allerdings im Gegensatz zum 'afterglow'-Effekt rasch abnimmt.

Beide Effekte tragen somit zum 'lag'-Effekt bei. In dem Sonderfall einer Hellbildserie mit konstanter Strahlqualität äußert er sich als Anstieg in der Intensität bis zu dem Zeitpunkt, bis der Anteil der momentan nicht zum Signal beitragenden Intensität gerade so groß ist, wie die aufsummierten Intensitätsanteile aus vorhergehenden Bildern. Innerhalb einer realen Bildserie kann es zu Schattenbildern kommen, wenn von Bild zu Bild eine Bewegung von Objekten mit hohen Kontrastunterschieden erfolgt (► **Abb. 2.6**).

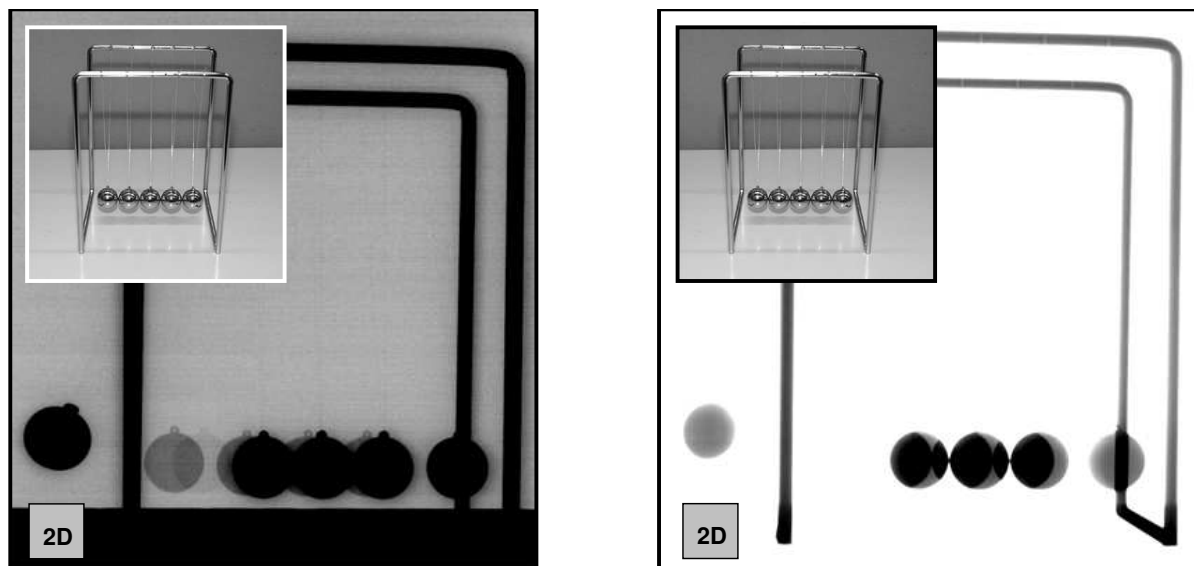
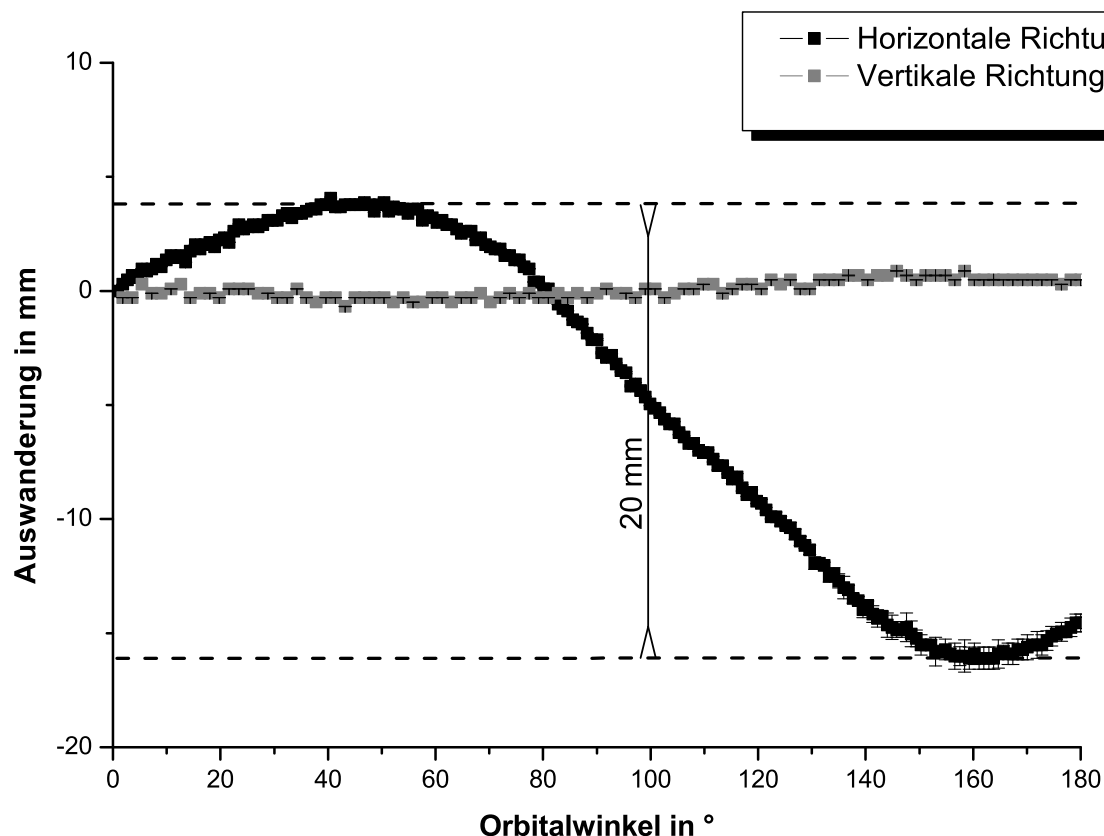


Abbildung 2.6: Schattenbilder und Objektüberlagerungen durch den 'lag'-Effekt

2.2 Abhängigkeiten der Eigenschaften des Detektorrohbildes

2.2.1 Abhängigkeit von der Strahlgeometrie

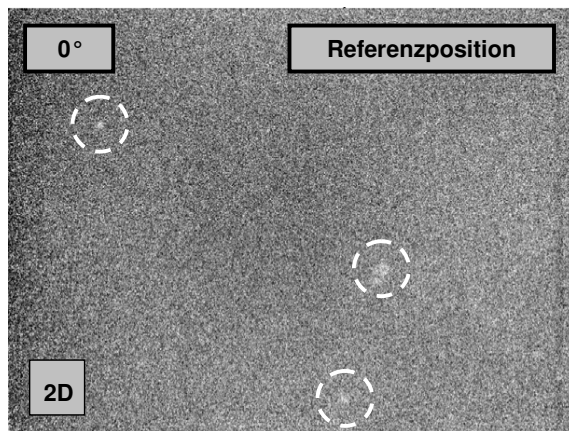
Bedingt durch das hohe Eigengewicht von Eintank und dem Detektor mit Ausgleichsgewicht auf der gegenüberliegenden Seite, treten abhängig von der jeweiligen C-Bogen Stellung, unterschiedlich starke Gewichtskräfte auf. Dies kann zu Verwindungen und damit zu einer Änderung der Strahlgeometrie führen. So tritt beispielsweise bei dem Prototypensystem während einer Orbitalrotation eine Auswanderung des Röntgenstrahls in horizontaler Richtung um bis zu 2cm auf. Der gemessene Verlauf ist in ► **Abb. 2.7** gezeigt.



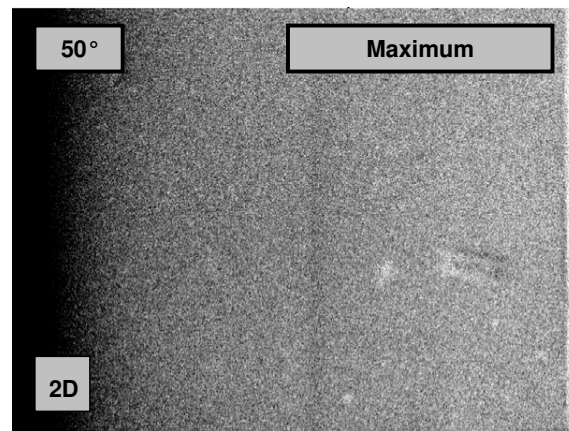
Die unterschiedlichen Gewichtskräfte bei unterschiedlichen Orbitalwinkeln verwinden den C-Bogen zwar reproduzierbar, verändern aber die Strahlgeometrie. Bei einer Orbitalrotation beginnt der Zentralstrahl in der Detektorebene nach rechts (horizontale Richtung, Vorzeichen: +) zu wandern. Bei ca. 50° erreicht er dabei sein Maximum und kehrt dann um, bis er etwa bei 160° seinen maximalen Ausschlag nach links (horizontale Richtung, Vorzeichen: -) erreicht. Die Verschiebung um insgesamt ca. 20mm wirkt sich auf Bildqualität aus. Die Auswanderung in vertikaler Richtung, also nach oben oder unten auf der Detektorebene, ist dagegen im Rahmen der Fehlergenauigkeit, vernachlässigbar.

Abbildung 2.7: Auswanderung des Zentralstrahls in horizontaler und vertikaler Richtung während einer kompletten Orbitalrotation

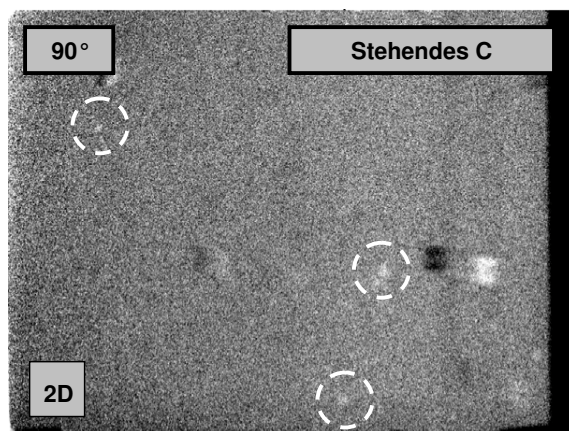
Da die Ausleuchtung des Detektors in der Realität nicht exakt homogen ist, ergibt sich bei starken Intensitätsänderungen gegenüber der ursprünglichen Ausleuchtung bei 0° ein Helligkeitsgradient bei 'offset' und 'gain' korrigierten Hellbildern (► Abb. 2.8).



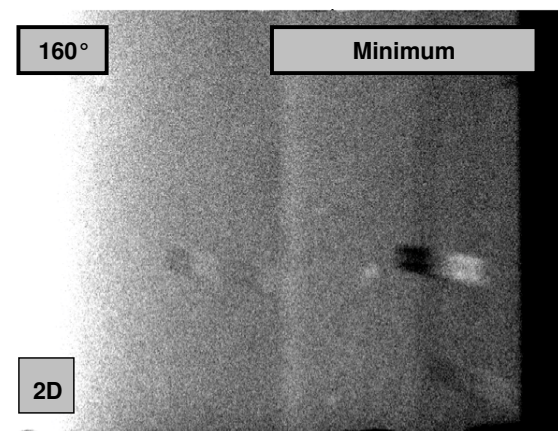
Referenzposition, 0° : In Referenzposition ergibt sich prinzipiell ein homogenes Bild, da ja die aktuelle Stellung des C-Bogens mit der bei der 'gain'-Kalibrierung übereinstimmt. Da die 'gain'-Kalibrierung allerdings schon 3 Monate alt ist, zeigen sich Altersflecken. Hier hat sich die Empfindlichkeit seit der Kalibrierung signifikant geändert. Ursache ist eine Veränderung/Änderung in der Szintillatorschicht.



Maximale positive Auswanderung in horizontaler Richtung, 50° : Die Auswanderung um 5mm nach links bewirkt, dass an Stellen, in denen sich die Ausleuchtung signifikant ändert, Strukturen sichtbar werden. Dies ist beispielsweise am linken Bildrand der Fall. Hier führt der starke 'heel'-Effekt zu einer Schwärzung. In der Bildmitte wird ein dunkler Streifen sichtbar, am rechten Bildrand zeigt sich ein Schattenfleck (hell und dunkel).



Stehendes C, 90° : Bei stehendem C-Bogen breiten sich die Schattenflecken weiter aus und nehmen vom Kontrast her zu (dynamische Artefakte). Die Altersflecken bleiben an ihrer ursprünglichen Position und ändern ihren Kontrast kaum (lokale Artefakte).



Maximale negative Auswanderung in horizontaler Richtung, 160° : Bei 160° sind die Artefakte am größten. Deutlich zeigt sich dies am hellen linken Bildrand, dem hellen Streifen in der Bildmitte und dem dominanten Schattenfleck am rechten Bildrand.

Abbildung 2.8: Auswirkungen von Alterung und Zentralstrahlverschiebung auf die Homogenität einer 'offset'- und 'gain'-korrigierten Hellserie während einer Orbitalrotation

2.2.2 Abhängigkeit von der Temperatur

Sowohl der Dunkelstrom als auch die Empfindlichkeit jedes einzelnen Pixels hängen von der Temperatur ab. Dies ist aufgrund der Charakteristik der beiden verwendeten Halbleitermaterialien Caesiumiodid und amorphes Silizium auch nicht anders zu erwarten.

Die Änderung des Dunkelstroms (*'offset'*), vom Einschalten bis zum Erreichen des thermodynamischen Gleichgewichts nach ca. vierständiger Aufwärmphase, ist in ► **Abb. 2.9** illustriert. Während der ersten Stunde ändert sich der charakteristische Hintergrund kaum, nimmt eher ein wenig ab. Nach ca. 1,5 Stunden ändert er sich vor allem an der rechten Seite auffällig stark. Dies liegt daran, dass das Netzteil, und damit die Hauptwärmequelle, genau an dieser Stelle sitzt. Dort steigt die Temperatur bis zu 12°C über die Raumtemperatur. Auf der gegenüberliegenden Seite lediglich bis zu 7°C . Dieser Temperaturgradient verursacht auch einen Gradienten im Signalhintergrund. Wiederholungen der Messungen haben gezeigt, dass dieses Verhalten reproduzierbar ist, d.h. für eine bestimmte Temperaturverteilung gibt es ein bestimmtes Signalmuster. Der *'offset'* ist somit eine Art Fingerabdruck für die momentane Temperatur bzw. den Zustand des Detektors. Diese Eigenschaft wird bei der Temperaturkorrektur (► **Kap. 4.3.1** bzw. ► **Kap. 4.4.3**) später ausgenutzt. Ein regelmäßiges Update des *'offset'* sichert bei schwankenden Umgebungsparametern gleichbleibende Bildqualität.

Die Änderungen der Empfindlichkeit (*'gain'*) vom Einschalten bis zur Beendigung der Aufwärmphase sind in ► **Abb. 2.10** gezeigt. Wie in ► **Abb. 2.11** veranschaulicht, nimmt die mittlere Intensität I_0 während der Aufwärmphase ständig ab, während das thermische Rauschen aufgrund der gestiegenen Temperatur stetig zunimmt. Das (Roh)signal-Rausch-Verhältnis ist damit für den kalten Detektor bei Zimmertemperatur deutlich besser als nach der Aufwärmphase bei ca. 35°C Gehäusetemperatur.

Da in der Regel nach der Aufwärmphase die Empfindlichkeit bestimmt wird, kann sich dies bei Bildern, die noch während der Aufwärmphase gemacht werden, negativ auswirken. So kann beispielsweise die *'gain'*-Korrektur ungültig werden, was Artefakte zur Folge hat. Oder aber die mittlere Intensität I_0 wird falsch bestimmt, was sich dramatisch auf die Dosisregulierung bei Fluoroskopie (Echtzeit-Röntgenbildgebung bei einer Bildrate von bis zu 30B/s und niedriger Dosis) und auf die Genauigkeit der CT-Werte im 3D-Volumen bei *'CBCT'* auswirken kann.

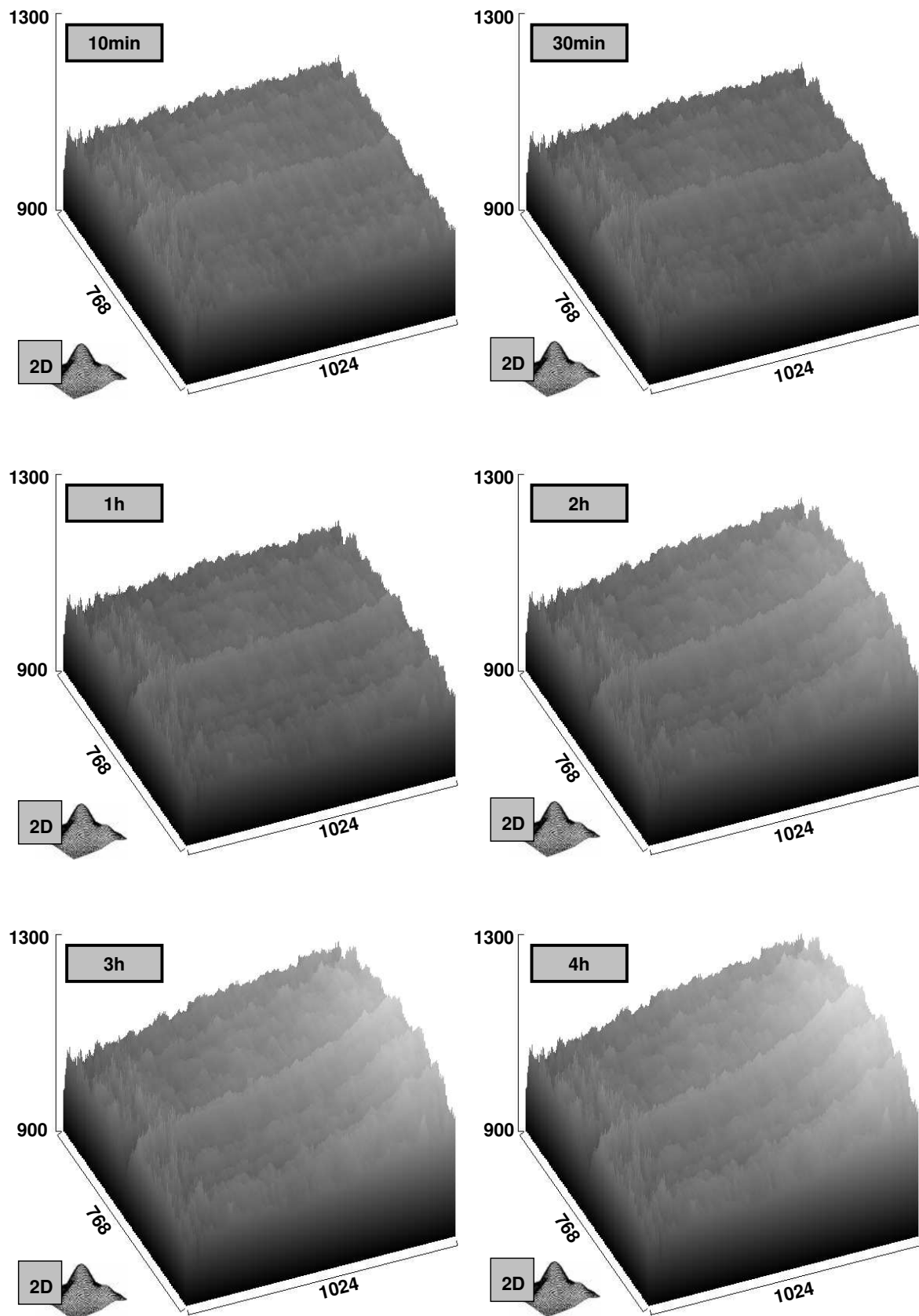


Abbildung 2.9: Temperaturabhängigkeit des Dunkelstroms für den hochverstärkenden Detektormodus (*'high gain'*) - Oberflächenplot der 2D-Dunkelbilder

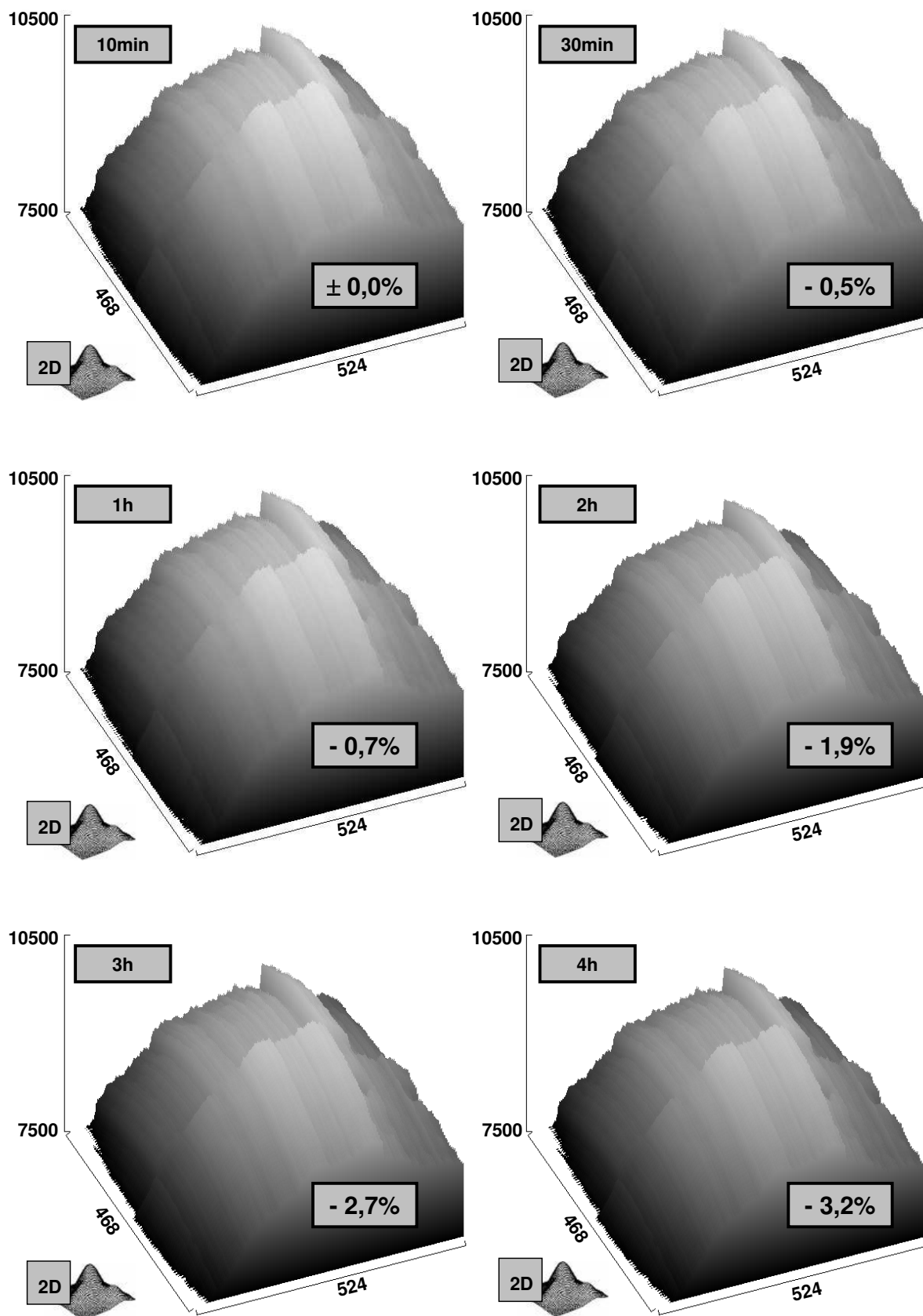


Abbildung 2.10: Temperaturabhängigkeit der Empfindlichkeit für den hochverstärkenden Detektormodus ('high gain') - Oberflächenplot der 2D-Hellbilder

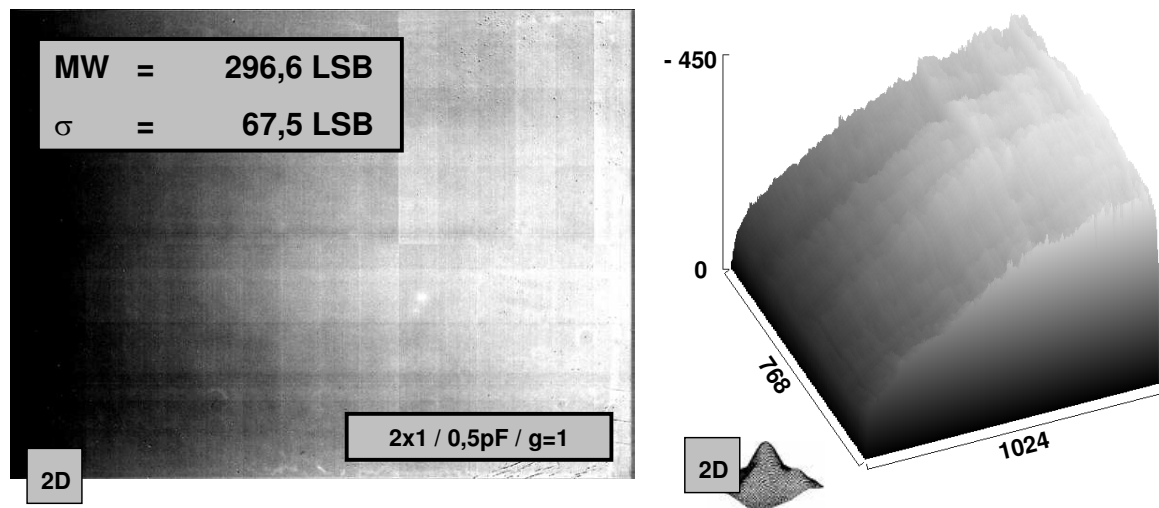


Abbildung 2.11A: Veränderung des Rohsignals vom Einschalten bis zum Ablauf der Aufwärmphase. Die Empfindlichkeit des Detektors nimmt während der Aufwärmphase um bis zu ca. 450LSB ab. Bei einer mittleren Intensität von ca. 9000LSB entspricht dies bis zu 5%. Die Änderung ist allerdings nicht homogen. Es ergibt sich ein starker Gradient von links nach rechts. Dieser ist wiederum auf den Temperaturgradienten zurückzuführen. Auf der rechten Seite, also dort wo das Netzteil als starke Wärmequelle fundiert, ist die Änderung am größten. Weiter werden auch Verstärker-korrelierte 'fixed pattern' Strukturen erkennbar. Damit ergibt eine Empfindlichkeit-Kalibrierung beim Einschalten andere 'gain'-Faktoren für jedes einzelne Pixel wie eine Kalibrierung nach Ablauf der Aufwärmphase.

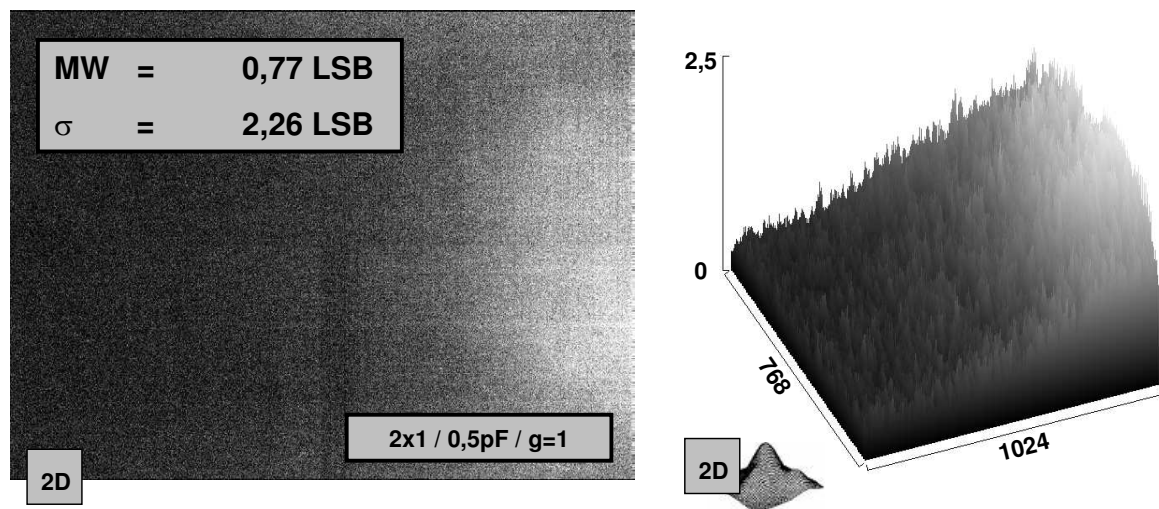


Abbildung 2.11B: Veränderung des Rauschens vom Einschalten bis zum Ablauf der Aufwärmphase. Neben der Abnahme der Empfindlichkeit an wärmeren Stellen, nimmt dort auch das Rauschen der Pixel zu. Dies ist auf das thermische Rauschen der Halbleitermaterialien zurückzuführen. Insgesamt ergibt sich also für wärmere Pixelregionen ein schlechteres (Roh)signal-Rausch-Verhältnis als für kältere. Der beste Betriebszeitpunkt für den Detektor wäre demnach im kalten Zustand, also direkt nach dem Einschalten (Stabilisierung der Elektronik vorausgesetzt).

Abbildung 2.11: Änderung des Rohsignals und des Rauschens vom Einschalten bis nach Ablauf der Aufwärmphase bei konstanter Strahlqualität

Kapitel 3

Aktuelle und neue Verfahren zur Detektorkalibrierung

[Dieses Kapitel beschreibt im ersten Teil die 'state of the art'-Methoden, wie sie bisher bei Röntgensystemen mit Festkörperdetektoren verwendet wurden, und zeigt deren Limitierungen bei der Bildgebung mit mobilen C-Bogen Systemen. Im zweiten Teil werden die technischen und algorithmischen Weiter- und Neuentwicklungen kurz vorgestellt, die nunmehr eine 3D-Weichteildarstellung auch mit mobilen C-Bögen ermöglichen.]

3.1 Technischer Stand und Standard Korrekturmethode

Die herkömmlichen Detektor-Modi (► 1.2.3) stellen eine Einschränkung für die 3D-Weichteilbildung bei 'CBCT' dar. Weiter werden zur Zeit vom Hersteller nur Standardmethoden und Algorithmen verwendet, um aus dem Detektorrohbild (engl. 'raw image') ein sauberes Bild (engl. 'clean image') zu generieren. Die Charakteristiken und Abhängigkeiten aus dem vorherigen Kapitel (► 2) machen aber deutlich, dass allein damit mit Einschränkungen in der Bildqualität zu rechnen ist.

3.1.1 Der Single-Gain-Modus

Die existierenden Detektor-Modi sind nur bedingt geeignet für die 3D-Weichteilbildung. Entweder die Sättigungsdosis ist zu gering ('high gain', ► Abb. 3.1A), sodass es zu Überstrahlungsbereichen innerhalb des 2D-Projektionsbildes kommt, oder aber das Signal-Rausch-Verhältnis ist im interessanten Bereich reduziert ('low gain', ► Abb. 3.1B). In ► Abb. 3.2 sind zwei axiale Schichten des rekonstruierten 3D-Volumens für die beiden Detektor-Modi gezeigt. Im Falle des 'high gain' kommt es zu Informationsverlust aufgrund der Überstrahlung in den 2D-Projektionsbildern. Beim 'low gain' sind diese Informationen vorhanden, allerdings ist der minimale Kontrast, also der Kontrast, der gerade noch auflösbar ist, um ca. 10% erhöht, das Kontrast-Rausch-Verhältnis (► Kap. 5.1.2) dementsprechend geringer. In der Praxis musste bis jetzt immer der 'low gain' für 'CBCT' verwendet werden, da die Sättigungsartefakte im 3D-Volumen unakzeptabel sind. Verluste in der Bildqualität werden dafür in Kauf genommen.

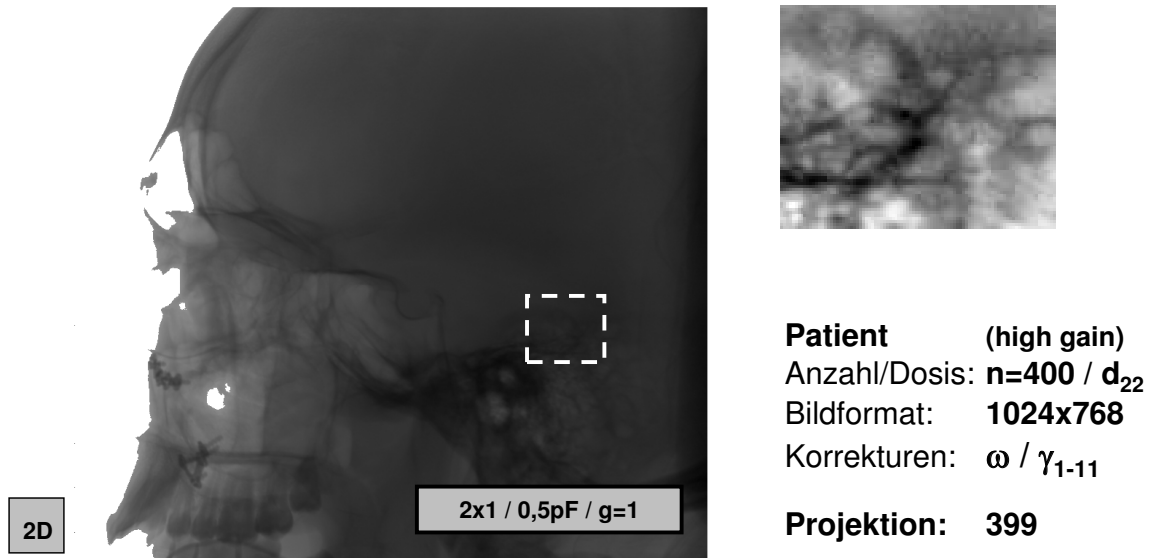


Abbildung 3.1A: Projektionsbild des 'high gain' Durch die geringe Sättigungsdosis des 'high gain' können schwach absorbierende Bereiche, wie Objektränder oder reine Weichteilgewebe, nicht mehr dargestellt werden. Die Objektinformation aus dieser Projektionsrichtung fehlt. Eine Reduktion der Dosis würde in den dunklen Bereichen (Knochen) das Signal-Rausch-Verhältnis negativ beeinflussen, da das Elektronikrauschen des Detektors ab einer bestimmten Dosis dominiert (► **Abb. 2.2**, minimaler Grauwert 60 *LSB*).

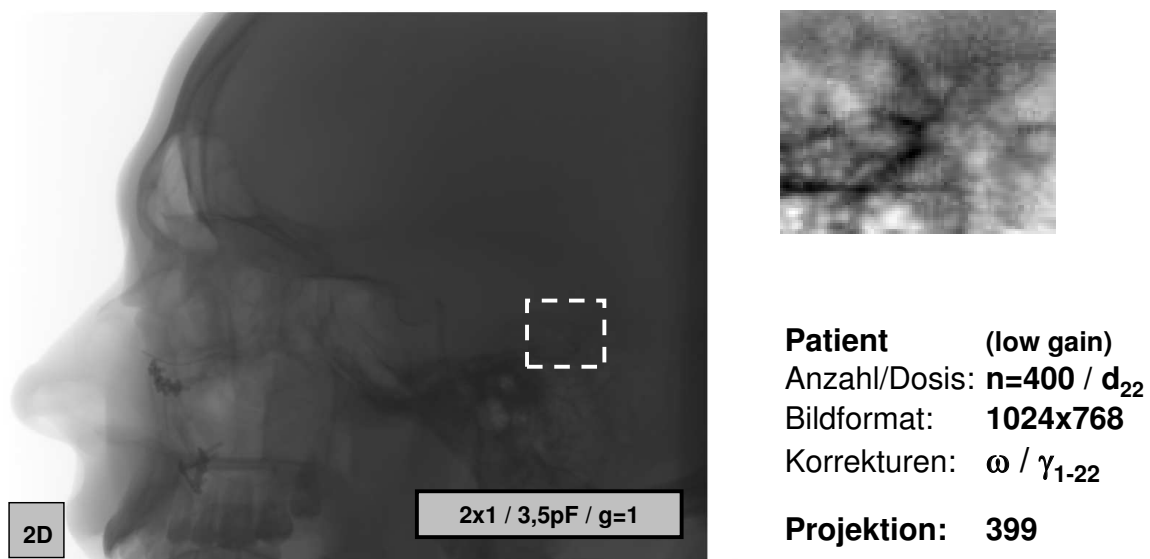


Abbildung 3.1B: Projektionsbild des 'low gain' Der 'low gain' mit seiner hohen Sättigungsdosis ist in der Lage auch die Direktstrahlung noch darzustellen. Damit kommt es zu keinem Informationsverlust innerhalb des Objektes aufgrund von Sättigung. Das Elektronikrauschen ist beim 'low gain' allerdings deutlich größer (\approx Faktor 6) als beim 'high gain' (vgl. ► **Abb. 2.2**). Damit sind vor allem die Bereiche mit einem Grauwert kleiner 260 *LSB* deutlich stärker verrauscht (vgl. Zoomausschnitt).

Abbildung 3.1: Projektionsbild eines Patientenscans für 'high gain'- und 'low gain'- Modus (Teilbilder des 'DGR'-Modus)

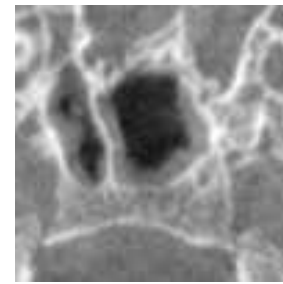
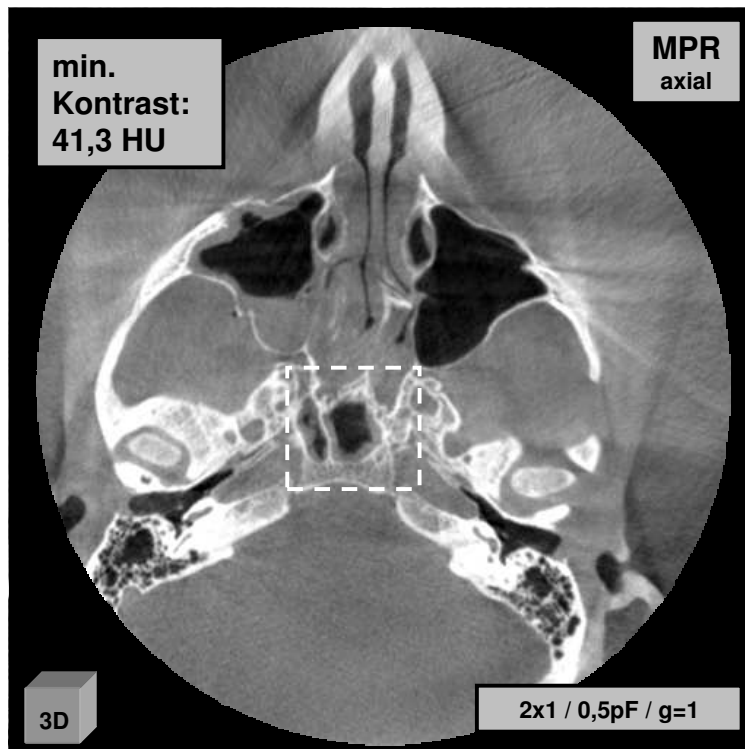
**3D Volumen (MPR axial)**Dimension: **512x512x384**Faltungsfilter: **Hanning**Binning: **2x2**z-Position: **115**z-Mittelung: **± 0** **2D Patient (high gain)**Anzahl/Dosis: **n=400 / d₂₂**Bildformat: **1024x768**Korrekturen: **ω / γ_{1-11}**

Abbildung 3.2A: Axiale Schicht der Rekonstruktion der 'high gain' Projektionsbilder. Aufgrund der Sättigung in manchen Bereichen der 2D-Projektionsbilder wird das 3D-Volumen nicht richtig wiedergegeben. So fehlt beispielsweise der Übergang vom Objektrand zur Luft und bestimmte Stellen werden unvollständig wiedergegeben, wie z.B. der Nasenbereich.

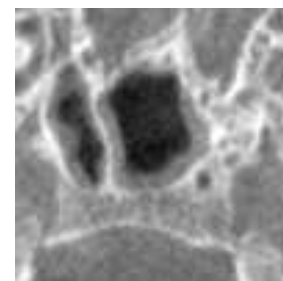
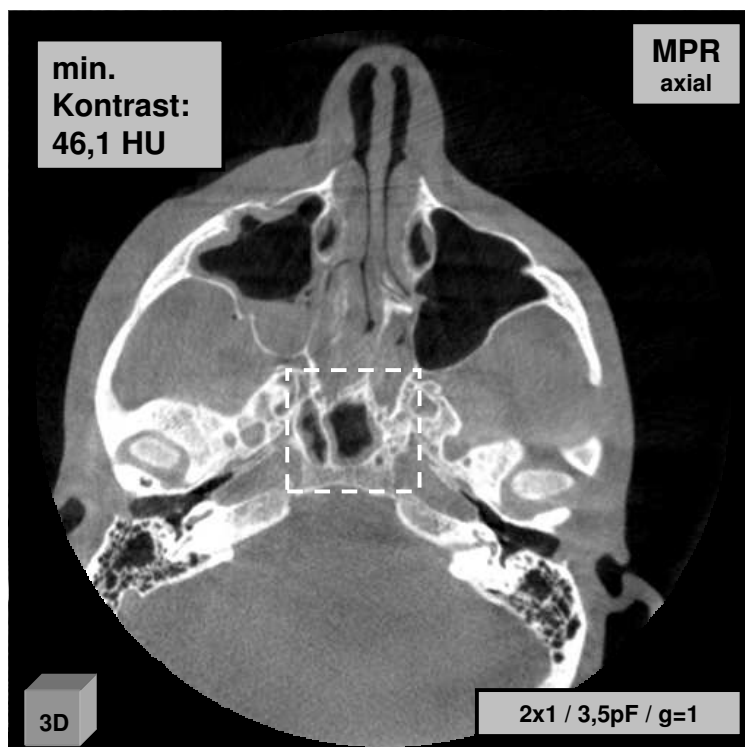
**3D Volumen (MPR axial)**Dimension: **512x512x384**Faltungsfilter: **Hanning**Binning: **2x2**z-Position: **115**z-Mittelung: **± 0** **2D Patient (low gain)**Anzahl/Dosis: **n=400 / d₂₂**Bildformat: **1024x768**Korrekturen: **ω / γ_{1-22}**

Abbildung 3.2B: Axiale Schicht der Rekonstruktion der 'low gain' Projektionsbilder. Es gibt keine Sättigungsartefakte in den 2D-Projektionsbildern und demnach keine Artefakte im 3D-Volumen durch Unterabtastung. Allerdings ist der minimale Kontrast um ca. 10% erhöht, die Kontrastauflösung dementsprechend reduziert.

Abbildung 3.2: Axiale Schicht der 3D-Rekonstruktion eines Patientenscans für 'high gain'- und 'low gain'- Modus ('DGR'-Teilbilder)

3.1.2 Offset, Empfindlichkeits- und Defektpixel-Korrektur

Ziel der Bildkonditionierung ist es, die korrelierten Hintergrundstrukturen, also das *'fixed pattern'* (► Abb. 2.1) zu entfernen.

Die herkömmlichen Methoden dazu, wie sie in der Literatur beschrieben [64, 53, 37] und in der Praxis umgesetzt werden [], umfassen drei verschiedene Korrekturschritte:

'offset'-Kompensation (Subtraktion des 'offset'-Bildes) Bei der *'offset'*-Kompensation werden die störenden Hintergrundstrukturen bedingt durch den Dunkelstrom (► Kap. 2.1.2) aus den Bildern subtrahiert.

'gain'-Kompensation (Multiplikation des 'gain'-Bildes) Bei der *'gain'*-Kompensation werden die unterschiedlichen Empfindlichkeiten der einzelnen Pixel (► Kap. 2.1.3) kompensiert, sodass nach der Korrektur eines Hellbildes ein absolut flaches Bild (engl. *'flat field image'*) entsteht, das nur Quantenrauschen enthält.

'defect'-Kompensation Bei der *'defect'*-Kompensation werden alle Defektpixel erkannt und durch Interpolationsverfahren ersetzt.

Die Anwendung der *'offset'* und *'gain'*-Kompensation auf ein Rohbild R mit den Dimensionen (u_0, v_0) entspricht formelmäßig:

$$C(u, v) = \langle \overline{G} \rangle \cdot \frac{R(u, v) - \overline{O_R}}{\overline{G}(u, v) - \overline{O_G}} \quad (3.1)$$

$$v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\}$$

$C(u, v)$ ist dabei das korrigierte Bild, \overline{G} das zeitlich gemittelte *'gain'*-Bild, $\overline{O_R}$ das zu R gehörige zeitlich gemittelte *'offset'*-Bild, $\overline{O_G}$ das zu G gehörige zeitlich gemittelte *'offset'*-Bild und $\langle \overline{G} \rangle$ der örtliche skalare Mittelwert von \overline{G} .

Nach Anwendung dieser drei Schritte erhofft man sich ein fehlerfreies Bild (engl. *'clean image'*). Dies ist in der Realität allerdings nur dann der Fall, wenn zusätzliche Rahmenbedingungen erfüllt sind:

'offset'-Stabilität Zwischen der *'offline'*-Kalibrierung und der *'online'*-Aufnahme verändert sich die *'offset'*-Charakteristik nicht.

'gain'-Stabilität Die Empfindlichkeit der Pixel ändert sich nicht mehr nach der *'offline'*-Kalibrierung.

'gain'-Linearität Die Signalantwort auf die Dosis über den gesamten Dynamikbereich ist linear.

'defect'-Stabilität Es entstehen keine weiteren Defektpixel nach der *'offline'*-Kalibrierung.

Stationäre C-Bogen Systeme verfügen über eine ständige Energieversorgung, eine stabile Mechanik und sind in einer festen Umgebung integriert. Einige dieser Rahmenbedingungen können für sie relativ gut geschaffen werden:

- Die Technik der korrelierten Doppelabtastung beim Auslesen in Kombination mit einer aktiven Kühlung des Detektors gewährleistet eine lange Gültigkeit der 'offset' und 'gain' Kalibrierung. Temperatureffekte treten dadurch gar nicht erst auf.
- Die mechanische Steifigkeit des C-Bogen verhindert eine Variation der Strahlgeometrie und damit einen negativen Einfluß auf die Gültigkeit der 'gain'-Kalibrierung.
- Durch die ständige Energieversorgung und den geschirmten Aufstellungsort wäre die Wiederholung der Kalibrierschritte bei Nichtbedarf oder im Rahmen einer planmäßigen Routine jederzeit vor Ort möglich.

Was verbleibt ist die 'gain'-Linearität. Die physikalischen Eigenschaften sowie das Design des Detektors verhindern eine exakte Linearität zwischen Eingangsintensität und generiertem digitalen Signal über den gesamten Dynamikbereich. Während es für den unteren Dynamikbereich noch gut zutrifft, treten weiter oben Sättigungseffekte der verschiedenen Komponenten auf. In einem verbesserten Verfahren [32] wird versucht, die linearen 'gain'-Faktoren durch eine Polynomfunktion zu ersetzen, um diesen Effekten besser Rechnung zu tragen.

Bei stationären Anlagen erreicht man daher mit diesen einfachen Verfahren und der Erweiterung [32] bereits sehr gute Ergebnisse bzgl. der Bildqualität. Bei mobilen C-Bögen ist es weitaus schwieriger:

- Die ständigen Ein- und Ausschaltzyklen sowie die fehlende aktive Kühlung gewährleisten keinen sicheren Zustand und damit keine Gültigkeit der Kalibrierung. Die Temperaturabhängigkeiten, wie sie in ► **Kap. 2.2.2** analysiert wurden, müssen zusätzlich berücksichtigt werden.
- Die Leichtbauweise führt zu den gemessenen Verschiebungen der Strahlgeometrie ► **Kap. 2.2.1** und nimmt daher Einfluß auf die Gültigkeit der Kalibrierung.
- Aufwendige Neukalibrierungen vor Ort sind schwer möglich, da konstante Umgebungsbedingungen nicht sichergestellt werden können. Das Fehlen einer abgeschirmten Umgebung macht ein aufwendiges Update aller Kalibrierungen, die Strahlung benötigen, vor Ort nicht möglich.

Um die Technik der Flachdetektoren, insbesondere die Fähigkeit für eine 3D-Weichteilbildung, auch bei mobilen Systemen effizient nutzen zu können, ist eine Erweiterung der bisherigen Verfahren nötig.

3.2 Technische Neuentwicklung: der Dual-Gain-Modus

Die herkömmliche *'single gain'* Modi sind suboptimal für die 3D-Weichteildarstellung mit mobilen C-Bogen Systemen. Der neu entwickelte *'dual gain'*-Modus soll die Vorteile aus *'high gain'* und *'low gain'* kombinieren.

3.2.1 Idee und Prinzip

Der *'dual gain'*-Modus soll die Vorteile von *'high gain'* und *'low gain'* kombinieren, d.h. maximales Signal-Rausch-Verhältnis bei gleichzeitig maximaler Sättigungsdosis. Um dies zu gewährleisten muss für jedes einzelne Pixel der momentan beste Modus ausgewählt werden. Ist die aktuelle Dosis für ein Pixel unterhalb der Sättigungsdosis des *'high gain'*, wie beispielsweise hinter Knochen, so sollte auch dieser zum Auslesen benutzt werden. Liegt sie dagegen darüber sollte der *'low gain'* benutzt werden, um Sättigungsartefakte zu vermeiden. Da allerdings vor der Belichtung keinerlei Information über das Objekt bekannt ist, sind auch die Bereiche für *'high gain'* und *'low gain'* nicht bekannt. Welcher der beiden Modi der bessere ist, muss daher erst manuell nach dem Auslesen oder automatisch während dem Auslesen bestimmt werden. Damit ergeben sich verschiedene Möglichkeiten für die technische Umsetzung.

3.2.2 Möglichkeiten zur technischen Umsetzung

Für die aktuelle Version des PaxScan4030CB existieren drei technische Umsetzungen der *'dual gain'* Idee:

Dynamischer Empfindlichkeitswechsel (engl. *'dynamic gain switching'* oder kurz *'DGS'*)

Für alle Pixel wird zunächst der *'high gain'* mit der $0,5\text{ pF}$ Messkapazität aktiv geschaltet. Droht ein Pixel überzulaufen wird eine zweite Kapazität ($3,5\text{ pF}$) parallel geschaltet, was dann der Empfindlichkeit und Sättigungsdosis des *'low gain'* entspricht. Welcher der beiden Modi gerade gültig war wird im 16.bit codiert ($0 \triangleq \text{'high gain'}$ / $1 \triangleq \text{'low gain'}$).

Vorteil

- Theoretisch ist dies die beste Variante, da sie die Vorteile des *'high gain'* und des *'low gain'* 1:1 umsetzt.

Nachteile

- Zum einen gibt es kein gültiges *'offset'*-Bild für den *'low gain'*, da ja bei null Intensität immer der *'high gain'* aktiv ist. Und die Dunkelbilder von *'high gain'* und *'low gain'* unterscheiden sich drastisch (► **Kap. 2.1.2**), sodass sie nicht brauchbar sind.
- Viel schwerwiegender sind allerdings die Artefakte die durch Zuschalten der zweiten Kapazität erfolgen (engl. *'switching artefacts'*). Beim Übergangsbereich von *'low gain'* und *'high gain'* Bereichen kommt es zu einer kurzzeitigen Änderung der Empfindlichkeit eines Pixels, die nicht mehr mit der kalibrierten Sensitivität übereinstimmt. Als Folge ergeben sich deutliche Kanten an den Übergangsbereichen, die zu massiven Artefakten im 3D-Volumen führen würden.

Der derzeitige Stand der Entwicklung des 'DGS'-Modus stellt daher keine brauchbare Alternative zu dem herkömmlichen 'low gain' Modus bei 'CBCT' dar. Es wird allerdings daran weitergearbeitet, um die Probleme in den Griff zu bekommen.

Dual-Bild-Modus (engl. '*dual image readout*' oder kurz '*DIR*') Beim '*DIR*'-Modus werden hintereinander zwei 2x2 gebinnte Bilder mit 14bit ausgelesen, eines im '*high gain*' das andere im '*low gain*'. Anschließend werden beide Bilder manuell zu einem gemeinsamen 2x2 gebinnten Bild mit erweitertem Dynamikbereich ($17\text{ bit} \approx 14\text{ bit} * 4,0\text{ pF} / 3,5\text{ pF}$) kombiniert.

Vorteil

- Die Teilbilder sind frei von '*switching artefacts*'.

Nachteile

- Gesättigte Pixel im '*high gain*' Bild müssen verworfen werden. Die übrigen Pixel entstehen durch Kombination von '*high gain*' und '*low gain*'. Das Signal-Rausch-Verhältnis des kombinierten 2x2 gebinnten Bildes erreicht daher nicht das ideale Signal-Rausch-Verhältnis eines 2x2 gebinnten '*high gain*'.
- Schwankungen der mittleren Ausgangsintensität I_0 zwischen den beiden Bildern erschweren die Kombination. Ist die Änderung nicht exakt bekannt, können sich wiederum sichtbare Kanten an den Übergangsbereichen im kombinierten Bild ergeben.
- Die Gesamtdosis darf sich durch die Doppelbilder nicht ändern. Damit muss entweder die Dosis pro Bild halbiert (folglich Reduktion SNR) werden, oder aber die Bildanzahl während eines 3D-Scans (folglich Streifenartefakte durch grobe Abtastung).
- Durch die Zeit zwischen den beiden Bildern können Bewegungsartefakte (engl. '*motion artefacts*') und damit eine Reduktion der Ortsauflösung auftreten.
- Die maximale Bildrate wird durch die Doppelauslesung halbiert.

Die Nachteile des '*DIR*'-Modus lassen sich nur mit großem Aufwand kompensieren, so dass dieser Modus in der Praxis nur bedingt als Alternative zum herkömmlich '*low gain*' Modus für 'CBCT' geeignet ist.

Dual-Zeilen-Modus (engl. '*dual gain readout*' oder kurz '*DGR*') Beim '*DGR*'-Modus werden die Zeilen alternierend im '*low gain*' bzw. '*high gain*' ausgelesen. Das Rohbild ist dementsprechend nur 2x1 gebinnt. Aus ihm werden die 14bit Teilbilder für '*high gain*' und '*low gain*' separiert und anschließend manuell kombiniert.

Vorteile

- Die Teilbilder sind frei von '*switching artefacts*'.
- Das kombinierte Bild ist ebenfalls frei von '*switching artefacts*' da beide Teilbilder bei exakt gleicher Ausgangsintensität aufgenommen werden.
- Durch das 2x1 Binning erhöht sich die Sättigungsdosis und damit der Dynamikbereich um etwa den Faktor 2.

- Bewegungsartefakte können vernachlässigt werden, da beide Bilder quasi gleichzeitig aufgenommen werden.

Nachteile

- Gesättigte Pixel in 'high gain' Zeilen müssen verworfen werden. Die übrigen Pixel entstehen durch Kombination von 'high gain' und 'low gain'. Das Signal-Rausch-Verhältnis des kombinierten 2x2 gebinnnten Bildes erreicht daher nicht das ideale Signal-Rausch-Verhältnis eines 2x2 gebinnnten 'high gain'.
- Durch das 2x1 Binning verringert sich die Sensitivität um den Faktor 2.
- Die maximale Bildrate wird durch die doppelte Bildhöhe halbiert.

Trotz der Einschränkungen verspricht der 'DGR'-Modus einerseits eine Verbesserung der Bildqualität bei 'CBCT' gegenüber dem 'low gain' Modus und ist andererseits mit geringem Mehraufwand auch realisierbar. Bis die Probleme beim 'DGS'-Modus behoben sind, ist er damit die einzige praktikable Alternative.

3.3 Algorithmische Weiter- und Neuentwicklungen

Bei mobilen C-Bogen-Systemen eignen sich die herkömmlichen Verfahren und Methoden nur bedingt für die Aufbereitung eines Detektorrohbildes. Oder mit anderen Worten:

Eine Konditionierung der Detektorrohbilder eines mobilen C-Bogensystems ist nur dann fehlerfrei, wenn bei jeder Dosis, bei jeder Temperatur und bei jeder C-Bogenstellung folgende Kriterien erfüllt sind:

- Die Signalantwort aller Pixel auf die einfallende Dosis ist gleich und linear
- 2D-Hellbilder enthalten nur unkorreliertes Elektronik- und Quantenrauschen
- 2D-Serien sind 'lag'-frei

Daher wurden bestehende Verfahren weiter- und zusätzliche Methoden neuentwickelt, um eine maximale Bildqualität zu jeder Zeit bzw. bei beliebigen Umgebungsparametern zu gewährleisten. Deren Idee und Prinzip soll nun kurz erklärt werden, bevor die Algorithmen in ► **Kap. 4** explizit beschrieben werden.

3.3.1 Prinzip der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation

⇒ **Ziel:** Durch eine Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation sollen die unterschiedlichen und nicht-linearen Sensitivitäts-Kennlinien der einzelnen Pixel angeglichen und linearisiert werden. Mit anderen Worten, alle Pixel liefern bis zur Sättigungsgrenze einen zur einfallenden Dosis direkt proportionalen und, bis auf das Quantenrauschen, identischen Signalwert. Dieses Verhalten entspricht einem idealen linearen Detektor.

Die unterschiedlichen Kennlinien der einzelnen Pixel sind bauartbedingt (Kombination aus Szintillator, Photodiode, Ausleseverstärker, etc). Wird nur eine Empfindlichkeits-Messung bei einer bestimmten Kalibrierdosis vorgenommen, so ist die Signalantwort der Pixel auch nur bei dieser Dosis identisch. Je stärker die Dosis von der Kalibrierdosis abweicht und je nicht-linear die Signalantwort ist, umso stärker zeigen sich Artefakte und korrelierte Rauschanteile in den 'gain'-korrigierten Bildern. Dies gilt sowohl für höhere als auch niedrigere Dosen.

⇒ **Idee und Prinzip:** Bei konstanter Strahlqualität wird an mehreren Stützstellen eine Empfindlichkeits-Messung vorgenommen. Anzahl und Lage hängt von der Charakteristik der Pixel Kennlinien ab. Bei späteren Aufnahmen werden die 'offset'-korrigierten Bilder mit einem pixelindividuellen 'gain'-Faktor multipliziert, der sich durch lineare Interpolation der jeweiligen benachbarten Stützstellen ergibt. Damit werden die korrelierten Rauschanteile unterdrückt. Im Bedarfsfall (z.B. 3D-Bildgebung) kann das 'gain'-korrigierte Bild noch durch eine einzige nicht-linear Zuordnungsfunktion (engl. 'look up table' oder kurz 'LUT') linearisiert werden, um den linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Signalantwort zu gewährleisten.

3.3.2 Prinzip der Temperatur-Kompensation

⇒ **Ziel:** Durch eine sog. Temperatur-Kompensation sollen die temperaturbedingten Änderungen der Empfindlichkeit berücksichtigt werden, sodass keine korrelierten Rauschstrukturen und Helligkeitsgradienten in den 2D-Projektionsbildern verbleiben.

Theoretisch könnte man für jede Temperatur eine Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung durchführen. Allerdings ist der zeitliche Aufwand dafür sehr hoch und diese Methode somit für die Praxis ungeeignet. Die Tatsache, dass mit Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation die Signalantwort bzgl. der einfallenden Dosis später linearisiert wird, ermöglicht ein wesentlich effizienteres Verfahren. Zugrunde liegt die Annahme, dass eine Temperaturänderung die Empfindlichkeit eines Pixels unabhängig von der Dosis immer im gleichen Verhältnis ändert. D.h. angenommen ein Pixel ist bei Dosis d_a und Temperatur T um 10% unempfindlicher als bei Referenztemperatur T_R , so ist es auch bei Dosis d_a ($d_a \ll d_b$) um 10% unempfindlicher. Messungen rechtfertigen diese Annahme [51].

⇒ **Idee und Prinzip:** Durch die spätere Linearisierung der Pixelsensitivität reicht es aus, bei nur einer bestimmten Dosis eine Empfindlichkeits-Messung für unterschiedliche Temperaturen durchzuführen. Setzt man anschließend die Empfindlichkeits-Messungen bei den jeweiligen Temperaturen ins Verhältnis zu der Empfindlichkeits-Messung bei Referenztemperatur (Temperatur nach Ablauf der Aufwärmphase), so ergibt sich ein Quotientenbild mit den relativen Veränderungen. Dieses Quotientenbild enthält die pixelindividuellen Gewichtungsfaktoren, mit denen alle Empfindlichkeits-Karten der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung multipliziert werden. Die Linearisierung der dosisabhängigen Pixelsensitivität wird dann mit Hilfe der modifizierten durchgeführt. Dosis- und Temperaturabhängigkeit der Pixelsensitivität kann somit gleichzeitig berücksichtigt werden.

3.3.3 Prinzip der Delta-Kompensation

⇒ **Ziel:** Durch eine sog. Delta-Kompensation sollen sowohl die zeitlichen als auch die örtlichen Änderungen in der pixelindividuellen Sensitivität seit der ursprünglichen Empfindlichkeits-Kalibrierung kompensiert werden.

Zeitliche Änderungen der Sensitivität entstehen durch Alterungseffekte in den Halbleitermaterialien (z.B.: Bildung von Störstellen, Schädigung durch Röntgenstrahlung, etc.) oder aber durch zusätzliche Verschmutzungen im Strahlengang. In beiden Fällen nimmt die Empfindlichkeit gegenüber den einfallenden Röntgenquanten ab. Abnahmen um bis zu 15% Prozent bei hoher Auslastung sind innerhalb weniger Jahre durchaus möglich.

Örtliche Änderungen der Empfindlichkeit entstehen, wenn sich die Strahlausleuchtung bzw. Strahlgeometrie gegenüber der letzten Empfindlichkeitsmessung geändert hat. Dies ist z.B. dann der Fall, wenn der Röhren-Detektor-Abstand (engl. *'source detector distance'* oder kurz *'SID'*) verändert wird oder der Zentralstrahl durch Verwindung des C-Bogens auf der Detektorebene wandert. Die inhomogene Ausleuchtung, die bei einem realen Röntgenstrahler immer gegeben ist, führt an Positionen, an denen die Veränderung stark ist, zu deutlichen Artefakten im eigentlich korrigierten Bild.

⇒ **Idee und Prinzip:** Um diese Effekte gleichzeitig zu kompensieren, werden mehrere Hellbilder mit einer festen Strahlqualität und Dosis während einer kompletten Orbitalrotation aufgenommen. Anzahl und Lage der Bilder hängt dabei von der Veränderung gegenüber der Referenzstellung ab. Die Hellbilder werden zunächst *'offset'*-korrigiert und im Bedarfsfall (z.B. bei deutlichem *'lag'*-Effekt) normalisiert (Normierung auf die konstante mittlere Intensität). Mit Hilfe der Empfindlichkeitskarte, aus der ursprünglichen Empfindlichkeitsmessung, die ebenfalls bei der gleichen Strahlqualität und Dosis aufgenommen wurde, wird ein Quotientenbild erstellt. Es enthält damit alle (zeitlichen und örtlichen) relativen Änderungen gegenüber dem Kalibrierzeitpunkt. Bei späteren Aufnahmen werden die *'offset'*-korrigierten Bilder mit diesem Quotientenbild pixelweise gewichtet, bevor sie im Anschluss (Mehr-Punkt) *'gain'*-korrigiert werden.

3.3.4 Prinzip der Lag-Kompensation

⇒ **Ziel:** Durch eine sog. Lag-Kompensation soll das Nachleuchten des Detektors kompensiert werden, sodass zum einen keine Schattenbilder mehr auftreten und zum anderen die Ortsauflösung weiter gesteigert wird.

Untersuchungen haben gezeigt, dass bei einem linearisierten Detektor eine rein zeitliche Gesamtabklingfunktion existiert. [50].

⇒ **Idee und Prinzip:** Diese Abklingkurve wird experimentiell bestimmt und aus ihr werden relative, bildratenabhängige Gewichtungsfaktoren für die vorherigen Bilder ermittelt. Durch eine rekursive Subtraktion der gewichteten Bilder wird durch Berücksichtigung der Vorgeschichte eines jeden Pixels der *'lag'*-Effekt herausgerechnet.

3.3.5 Prinzip der dynamischen Defektpixel-Kompensation

⇒ **Ziel:** Defektpixel sollen dynamisch erkannt und interpoliert werden.

Bisher wurden die Defektpixel vor Auslieferung vom Hersteller bestimmt und in einer statischen Defektpixel-Karte gespeichert. Diese Karte wird im Kalibrierintervall (ca. 3-6 Monate) mit den neu hinzugekommenen Defekten ergänzt. Fällt allerdings kurz nach der Kalibrierung z.B. eine komplette Zeile aus, so wird eine vollständige Re-Kalibrierung nötig, um diese defekte Zeile zu erfassen. In der Praxis bedeutet dies einen erheblichen Aufwand, der mit zusätzlichen Kosten verbunden ist.

⇒ **Idee und Prinzip:** Prinzipiell kann in den Dunkel- und Hellbildern nach Defekten gesucht werden. Zeitnah zur Bildakquisition muss stets eine entsprechende Offset-Kalibrierung erfolgen ► **Kap. 3.1.2.** Diese kann gleichzeitig genutzt werden, um dynamisch nach defekten Pixel ('*offset defect*', ► **Kap. 2.1.4**) zu suchen.

Kapitel 4

Kalibrier- und Konditionierungs-Modell

[In diesem Kapitel wird die Theorie des neu entwickelten Modells für die Kalibrierung und Konditionierung [51] im Detail beschrieben. Zusätzlich werden auch Hinweise für die Umsetzung des Modells auf den praktischen Anwendungsfall gegeben.]

4.1 Notation

Wegen der Vielzahl von Umgebungsvariablen und Abhängigkeiten wird zur Beschreibung des Kalibrier- und Konditionierungs-Modells eine spezielle Notation vorgeschlagen.

4.1.1 Notation für Kalibrierkarten und Bildsequenzen

Zunächst wird unterschieden zwischen den 2D-Kalibrierkarten, wie sie aus den Daten der Kalibrierung errechnet werden (► **Kap. 4.3**) und den 2D-Bildsequenzen, die während der Kalibrierung (► **Kap. 4.3**) oder der eigentlichen Bildgebung mit Objekten akquiriert werden. Kalibrierkarten werden durch griechische, 2D-Bildsequenzen durch lateinische Großbuchstaben repräsentiert. Eine Zusammenfassung aller Karten und Bildsequenzen ist in ► **Tab. 4.1** gegeben.

Typ	Bezeichnung	Symbol	Beschreibung
Offset-Karte	offset map	Ω	Kalibrierkarte: Detektordunkelstrom
Empfindlichkeits-Karte	gain map	Γ	Kalibrierkarte: Detektorempfindlichkeit
Delta-Karte	delta map	Δ	Kalibrierkarte: Empfindlichkeitsänderung
Temperatur-Karte	temperature map	Θ	Kalibrierkarte: Temperatureinfluß
Dunkelbild-Serie	dark field sequence	D	Bildsequenz aus Dunkelbildern
Hellbild-Serie	white field sequence	W	Bildsequenz aus Hellbildern
Bild-Serie	image sequence	I	Bildsequenz mit Objekt(Phantom/Patient)

Tabelle 4.1: Notation für Kalibrierkarten und Bildsequenzen

Offset-Karte und Empfindlichkeits-Karte bilden die Menge der Basiskalibrierkarten. Delta-Karte und Temperatur-Karte bilden die Menge der abgeleiteten Kalibrierkarten.

4.1.2 Indizierung einer Kalibrierkarte und ihrer Elemente

Für den Dual-Gain-Readout Modus ('DGR', ► **Kap. 3.2**) müssen die Kalibrierkarten für schwache (engl. 'low') und hohe (engl. 'high') Verstärkung unterschieden werden (► **Tab. 4.2**). Die jeweilige gültige Verstärkung wird durch einen lateinischen Index aus der Menge $x \in \{h, l\}$ oben rechts angegeben. Für herkömmliche Detektormodi mit nur einer Verstärkung entfällt dieser.

Typ	Bezeichnung	Symbol	Beschreibung
hohe Verstärkung	high gain	h	Messkapazität: 0,5 pF / Analoge Verstärkung: 1,0
niedrige Verstärkung	low gain	l	Messkapazität: 4,0 pF / Analoge Verstärkung: 1,0

Tabelle 4.2: Verstärkungsindex (oben rechts)

Die Abhängigkeiten der Kalibrierkarten von den variablen Umgebungsparametern werden durch eine Kombination von kleinen lateinischen Indizes der Menge $p \in \{d, t, r\}$ oben links gekennzeichnet. In ► **Tab. 4.3** ist eine Übersicht der variablen Umgebungsparameter dargestellt.

Typ	Bezeichnung	Symbol	Beschreibung
Dosis	dose step	d	Zahlenindex für die Röhrenaussgangsdosis (► Tab. 4.6)
Temperatur	temperature index	t	Temperatur in Referenzposition in °C
Orbitalwinkel	rotation angle	r	Orbitalwinkelstellung in °

Tabelle 4.3: Index für variable Umgebungsparameter (oben links)

Eine Kalibrierkarte kann aus einer Menge von 2D-Matrizen und skalaren Werten bestehen. Diese Matrizen und Skalare werden alle aus den gleichen Ausgangsbilddaten generiert, allerdings durch unterschiedliche Rechenvorschriften. Um sie unterscheiden zu können, wird unten rechts ein lateinischer Index aus der Menge $c \in \{mv, sd, gm, pd\}$ angegeben. Die Bedeutung des Berechnungsindex c ist in ► **Tab. 4.4** zusammengefasst.

Typ	Bezeichnung	Symbol	Beschreibung
Mittelwert	mean value	mv	Mittelwert (zeitlich)
Standard Abweichung	standard deviation	sd	Standard Abweichung (zeitlich)
Globaler Mittelwert	global mean value	gm	Mittelwert (zeitlich und örtlich)
Division	pixel division	pd	Division (pixelweise)

Tabelle 4.4: Berechnungsindex (unten links)

Offset- und Empfindlichkeits-Karten zählen zu den sog. Basiskalibrierkarten. Eine Basiskalibrierkarte $\Phi \in \{\Omega, \Gamma\}$ repräsentiert eine Menge mit zwei 2D-Matrizen mit Koordinaten (u, v) und einem Skalar als Elemente. Sie kann daher in Abhängigkeit der variablen Umgebungsparameter $p \in \{d, t, r\}$ und der Verstärkung $x \in \{h, l\}$ wie folgt notiert werden:

$${}^{d,t,r}\Phi^x = \left\{ {}^{d,t,r}\Phi_{mv}^x(u, v), \quad {}^{d,t,r}\Phi_{sd}^x(u, v), \quad {}^{d,t,r}\Phi_{gm}^x \right\} \quad (4.1)$$

Delta- und Temperatur-Karten zählen zu den sog. abgeleiteten Kalibrierkarten. Die abgeleiteten Kalibrierkarten repräsentieren eine Menge mit einer Reihe von 2D-Matrizen als Elemente, die durch pixelweise Division von Basiskalibrierkarten erzeugt wurden. Zwei der Umgebungsparameter bleiben dabei konstant, während ein Umgebungsparameter variiert. Temperatur- und Delta-Karten lassen sich daher wie folgt schreiben:

$$\begin{aligned} {}^{d,r}\Theta^x &= \left\{ {}^{d,t_B,r}\Theta_{pd}^x(u, v), \dots, {}^{d,t_E,r}\Theta_{pd}^x(u, v) \right\} \\ {}^{d,t}\Delta^x &= \left\{ {}^{d,t,r_B}\Delta_{pd}^x(u, v), \dots, {}^{d,t,r_E}\Delta_{pd}^x(u, v) \right\} \end{aligned} \quad (4.2)$$

t_B bzw. t_E stehen dabei für die Anfangs- bzw. Endtemperatur (also der Temperatur nach Einschalten bzw. nach Beendigung der Aufwärmphase), r_B bzw. r_E für die Start- bzw. Endposition des C-Bogens bei einer kompletten Orbitalrotation.

4.1.3 Indizierung einer Bildserie und ihrer Elemente

Äquivalent zu der Unterscheidung bei den Kalibrierkarten müssen auch bei den Bildserien im 'DGR'-Modus die beiden Verstärkungen berücksichtigt werden. Dies wird durch einen lateinischen Index aus der Menge $x \in \{h, l\}$ oben rechts angegeben (► **Tab. 4.2**).

Die angewandten Korrekturen werden durch eine Kombination von kleinen griechischen Indizes aus der Menge $\rho \in \{\omega, \gamma, \delta, \theta\}$ oben links angezeigt (► **Tab. 4.5**).

Typ	Bezeichnung	Symbol	Beschreibung
Dunkelstrom	offset	ω	Offset-korrigiert
Empfindlichkeit	gain	γ	Gain-korrigiert
Delta	delta	δ	Delta-korrigiert
Temperatur	temperature	θ	Temperatur-korrigiert
Nachleuchten	lag	λ	Lag-korrigiert

Tabelle 4.5: **Korrekturindex einer Bildserie (oben links)**

Für Bildserien wird kein Berechnungsindex benötigt. Der rechte untere Index wird deshalb zur Indizierung eines Einzelbildes einer Serie verwendet. Handelt es sich um eine Serie von Bildserien, wie sie z.B. bei der Delta Kalibrierung benötigt wird, wird zusätzlich zur Bildnummer noch die Seriennummer unten rechts angegeben. Eine beliebige 2D-Bildserie S aus N Bildern mit Pixelkoordinaten (u, v) , wobei $S \in \{D, W, I\}$ wird wie folgt notiert:

$$\omega, \gamma, \delta, \theta, \lambda S^x = \left\{ \omega, \gamma, \delta, \theta, \lambda S_1^x(u, v), \dots, \omega, \gamma, \delta, \theta, \lambda S_N^x(u, v) \right\} \quad (4.3)$$

4.2 Generierung der Basiskalibrierkarten

Grundlage für die meisten Kalibrierschritte bilden die sogenannten Basiskalibrierkarten (Offset-Karte bzw. 'offset map' und Empfindlichkeits-Karte bzw. 'gain map'). Die Erstellung dieser beiden Kalibrierkarten wird im Folgenden detailliert beschrieben.

4.2.1 Erstellung einer Offset-Karte ('offset map')

Zur Erstellung einer Offset-Karte ${}^{t,r}\Omega^x$ für eine bestimmte Verstärkung x und bei den Umgebungsparametern $(d = 0, t, r)$ wird eine unkorrigierte Dunkelbildserie D^x aus N Einzelbildern mit Dimension (u_0, v_0) benötigt. Da bei Dunkelbildern keine Strahlung vorhanden ist ($d = 0$), wird der Dosisindex d zur Vereinfachung weggelassen. Die Anzahl N der Einzelbilder entscheidet später über die Qualität der Offset-Karte, da durch Mittelung das Elektronikrauschen reduziert werden kann. Damit die Integrationszeiten und damit der Dunkelstrom in den einzelnen Bildern konstant bleibt, muss die Akquisition der Dunkelbildserie bei konstanter Bildrate bzw. bei festen Auslesezyklen erfolgen.

Zunächst wird die Mittelwert-Matrix ${}^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v)$ aus der Dunkelbildserie D^x generiert:

$${}^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N D_n^x(u, v) \quad (4.4)$$

Daraus wird anschließend die Standard-Abweichungs-Matrix ${}^{t,r}\Omega_{sd}^x(u, v)$ generiert:

$${}^{t,r}\Omega_{sd}^x(u, v) = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N ({}^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v) - D_n^x(u, v))^2} \quad (4.5)$$

Als letzter Schritt wird noch der globale skalare Mittelwert ${}^{t,r}\Omega_{gm}^x$ der Mittelwert-Matrix ${}^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v)$ berechnet:

$${}^{t,r}\Omega_{gm}^x = \frac{1}{u_0 v_0} \cdot \sum_{u,v} {}^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v) \quad (4.6)$$

Beide Matrizen bilden zusammen mit dem Skalar die Offset-Karte ${}^{t,r}\Omega^x$ für die Verstärkung x zu den Umgebungsparametern (t, r) (► **Tab. 4.2**):

$${}^{t,r}\Omega^x = \{ {}^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v), \quad {}^{t,r}\Omega_{sd}^x(u, v), \quad {}^{t,r}\Omega_{gm}^x \} \quad (4.7)$$

4.2.2 Erstellung einer Empfindlichkeits-Karte ('gain map')

Zur Erstellung einer Empfindlichkeits-Karte $^{d,t,r}\Gamma^x$ für eine bestimmte Verstärkung x und bei den Umgebungsparametern (d, t, r) wird eine unkorrigierte Hellbildserie W^x aus N Einzelbildern mit Dimension (u_0, v_0) sowie eine gültige, d.h. bei gleichen Umgebungsparametern (t, r) erzeugte Offset-Karte $^{t,r}\Omega^x$ mit identischer Dimension benötigt. Die Anzahl N der Einzelbilder entscheidet später über die Qualität der Empfindlichkeitskarte, da durch Mittelung sowohl das Elektronikrauschen als auch das Quantenrauschen wird. Die Bildrate der Hellbildserie muss der Bildrate der Dunkelbildserie, die zur Erstellung der Offset-Karte verwendet wurde, entsprechen und konstant sein.

Zunächst wird die Mittelwert-Matrix $^{d,t,r}\Gamma_{mv}^x(u, v)$ aus der Hellbildserie W^x , die bei den Umgebungsparametern d, t, r aufgenommen wurde, und der gültigen Offset-Karte $^{t,r}\Omega^x$ generiert:

$$^{d,t,r}\Gamma_{mv}^x(u, v) = \left[\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N W_n^x(u, v) \right] - ^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v) \quad (4.8)$$

Daraus wird anschließend die Standard-Abweichungs-Matrix $^{d,t,r}\Gamma_{sd}^x(u, v)$ generiert:

$$^{d,t,r}\Gamma_{sd}^x(u, v) = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N \left(^{d,t,r}\Gamma_{mv}^x(u, v) - W_n^x(u, v) + ^{t,r}\Omega_{mv}^x(u, v) \right)^2} \quad (4.9)$$

Als letzter Schritt wird noch der globale skalare Mittelwert $^{d,t,r}\Gamma_{gm}^x$ der Mittelwert-Matrix $^{d,t,r}\Gamma_{mv}^x(u, v)$ berechnet:

$$^{d,t,r}\Gamma_{gm}^x = \frac{1}{u_0 v_0} \cdot \sum_{u,v} ^{d,t,r}\Gamma_{mv}^x(u, v) \quad (4.10)$$

Beide Matrizen bilden zusammen mit dem Skalar die Empfindlichkeitskarte $^{d,t,r}\Gamma^x$ für die Verstärkung x zu den Umgebungsparametern (d, t, r) (► **Tab. 4.3**):

$$^{d,t,r}\Gamma^x = \left\{ ^{d,t,r}\Gamma_{mv}^x(u, v), \quad ^{d,t,r}\Gamma_{sd}^x(u, v), \quad ^{d,t,r}\Gamma_{gm}^x \right\} \quad (4.11)$$

Aus ► **Equ. 4.8** und ► **Equ. 4.9** geht hervor, dass zu jeder Empfindlichkeitskarte automatisch eine korrespondierende Dunkelbildkarte existiert, d.h. jede Empfindlichkeitskarte ist mit einer gültigen Dunkelbildkarte verknüpft. Wird im Folgenden der Dosisindex d auch bei den Dunkelbildkarten angegeben, so dient dies lediglich der eindeutigen Zuordnung zu der korrespondierenden Empfindlichkeitskarte:

$$^{d,t,r}\Gamma^x \leftrightarrow ^{d,t,r}\Omega^x \quad (4.12)$$

4.3 Ablauf der Kalibrierung

Zu einer Kalibrierung zählen alle Messungen und Berechnungen, die es später ermöglichen jedes Einzelbild einer Rohbildserie bei beliebigen Umgebungsparametern in ein fehlerfreies Bild (engl. *'clean image'*) zu konvertieren. Die dazu nötigen Einzelschritte werden nun im Folgenden beschrieben. ► **Abb. 4.1** gibt vorab einen Überblick zum Ablauf des gesamten Kalibrierprozesses.

4.3.1 Temperatur Kalibrierung (*'temperature calibration'*)

Der erste Schritt des Kalibrierprozesses (► **Abb. 4.1**) ist die dynamische Temperatur-Kalibrierung (engl. *'dynamic temperature calibration'* oder kurz *'DTC'*).

Dazu werden während der Aufwärmphase des Detektors paarweise Offset- und Empfindlichkeits-Karten bei definierten Temperaturen am Detektor generiert. Der C-Bogen befindet sich dabei in seiner Referenzposition ($r_\Theta = 0^\circ = \text{const.}$). Für die Dosis $d_\Theta = \text{const.}$ wird ein Wert ausgewählt, der den Detektormodus mit der höheren Empfindlichkeit (also den *'high gain'*) zu ca. 75% sättigt (z.B. $d_\Theta = d_{12}$ für *'DGR'*-Modus, ► **Tab. 4.6**). Da die beiden Umgebungsparameter während der gesamten Kalibrierung unverändert bleiben, werden ihre Indizes zur Vereinfachung weggelassen. Ab Umgebungs- bzw. Starttemperatur ($t_B \approx 21^\circ\text{C}$) bis zur Sättigungs- oder Endtemperatur nach der Warmlaufphase ($t_E \approx 40^\circ\text{C}$ am Detektorgehäuse) werden in ca. 1°C Schritten die Dunkel- und Hellbildserien für die Berechnung der Basiskalibrierkarten akquiriert. Dieses Set aus Offset- und Empfindlichkeits-Karten bildet die Grundlage für die weitere Berechnung der abgeleiteten Temperatur-Karten.

$$\begin{aligned} {}^t\Gamma^x &\leftrightarrow {}^t\Omega^x \\ t &\in \{t_B, \dots, t_E\}, \end{aligned} \quad (4.13)$$

Das letzte Paar aus diesem Set, d.h. das Paar, das nach dem Ende der Aufwärmphase bei der Endtemperatur t_E generiert wurde, wird als Referenzpaar (${}^{t_E}\Gamma^x \leftrightarrow {}^{t_E}\Omega^x$) definiert. Damit und mit jeweils den übrigen Kartenpaaren werden die Temperatur-Matrizen durch Division der Mittelwertsmatrizen gebildet:

$$\begin{aligned} {}^t\Theta_{pd}^x(u, v) &= \frac{{}^t\Gamma_{mv}^x(u, v)}{{}^{t_E}\Gamma_{mv}^x(u, v)} \leftrightarrow {}^t\Omega^x \\ t &\in \{t_B, \dots, t_E\} \end{aligned} \quad (4.14)$$

Zu jeder Temperatur-Matrix ${}^t\Theta_{pd}^x(u, v)$ existiert wiederum eine korrespondierende Offsetkarte ${}^t\Omega^x$. Diese Paare bilden eine Einheit und werden im Archiv für die Temperaturkalibrierung abgelegt.

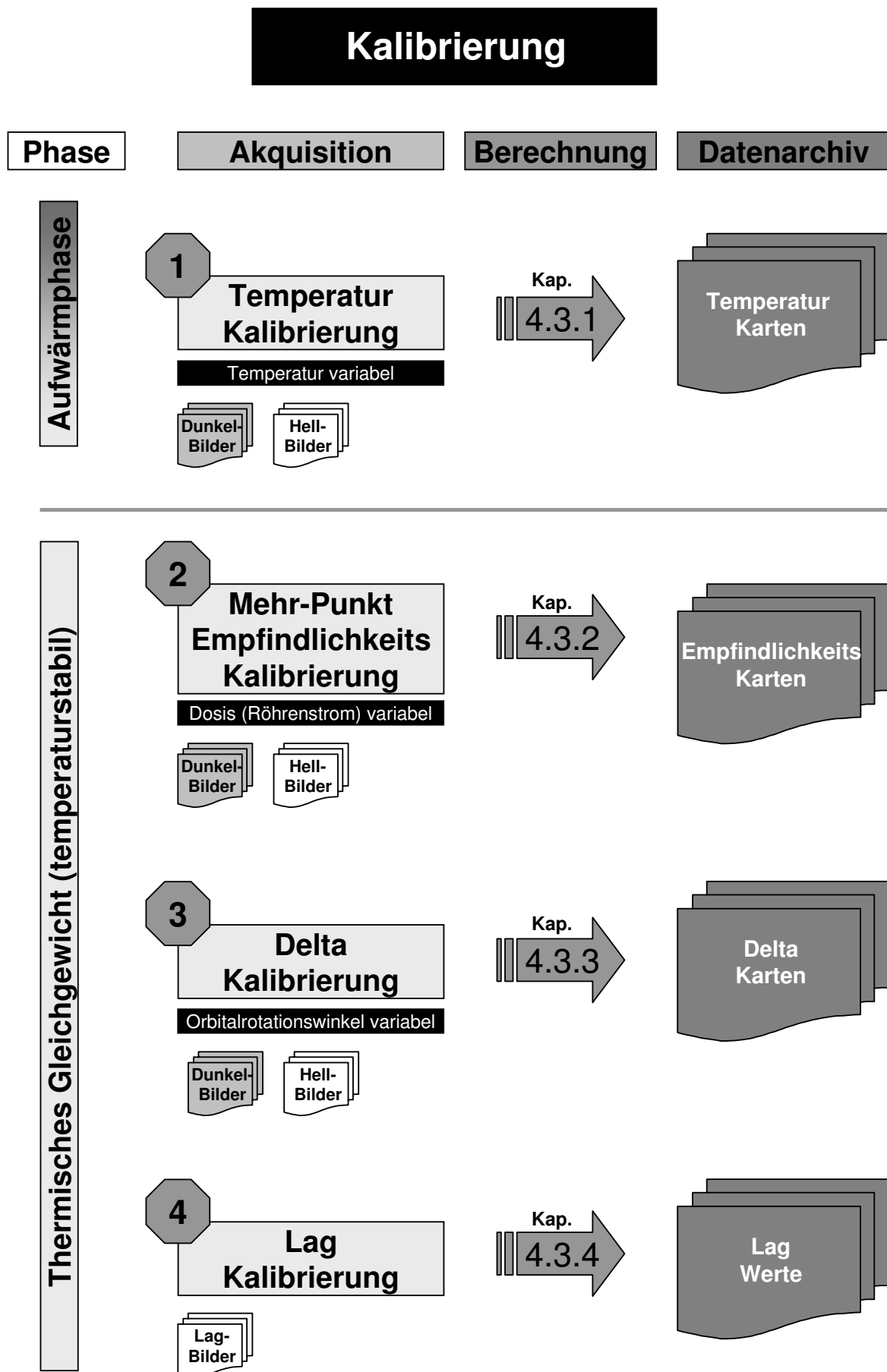


Abbildung 4.1: Prozess der Kalibrierung

Anmerkungen zur praktischen Umsetzung:

- Die Matrizen der Offset-Karte, die die Standardabweichungen enthalten, werden für die spätere Korrektur nicht benötigt und müssen daher genau so wenig wie die ursprünglichen Empfindlichkeitskarten abgelegt werden.
 - Die Offset-Karten bilden einen Fingerabdruck für die momentan herrschende interne Detektortemperatur. Da später nur diejenige Offset-Karte ausgewählt werden muss, die mit einer momentan gültigen Offset-Karte am besten übereinstimmt, können auch kleinere geeignete Bildausschnitte gewählt oder die Bildgröße durch mehrfach Binning reduziert werden. Dadurch kann der Speicherbedarf wesentlich verringert werden.
 - Die Datenmenge des Temperaturarchivs kann weiter reduziert werden, indem bestimmte Kartenpaare, die sich bei verschiedenen Temperaturverhältnissen nicht wesentlich unterscheiden, weggelassen oder gemittelt werden. Ob und wie viele das sein können, hängt stark vom Detektor und seinem Temperaturverhalten ab. Mittlere Änderungen im Dunkelstrom und der Empfindlichkeit, die kleiner als 1% sind, sind hinsichtlich der Bildqualität in einem akzeptablen Rahmen. Eine Reduktion der Datenmenge um über 50% scheint dadurch möglich.
-

4.3.2 Empfindlichkeits-Kalibrierung ('gain calibration')

Der zweite Schritt des Kalibrierprozesses (► **Abb. 4.1**) ist die Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung (engl. 'multi-point gain calibration' oder kurz 'MGC').

Dazu werden nach der Aufwärmphase, d.h. wenn der Detektor seine Endtemperatur erreicht hat ($t_{\Gamma} = t_E = \text{const.}$), Empfindlichkeits-Karten bei unterschiedlichen Dosen generiert und im Kalibrierdatenarchiv abgelegt. Der C-Bogen befindet sich dabei stets in seiner Referenzposition ($r_{\Gamma} = 0^{\circ} = \text{const.}$). Die beiden konstanten Umgebungsparameter r_{Γ}, t_{Γ} werden deshalb als Indizes zur Vereinfachung weggelassen.

$$d_{\Gamma^x} \tag{4.15}$$

$$d \in \{d_B, \dots, d_E\}$$

Die Dosis wird ausschließlich durch den Röhrenstrom geregelt. Die Pulsdauer kann systembedingt nur gering beeinflusst werden, da die konstante Bildrate das maximale Röntgenfenster festlegt. Eine konstante Bildrate ist zwar nicht zwingend, hat aber den Vorteil, dass lediglich eine Offset-Karte erstellt werden muss, solange sich die Umgebungsparameter nicht ändern. Die Röhrenspannung muss konstant bleiben, um eine zusätzliche kV-Abhängigkeit innerhalb

der Messreihe auszuschließen. Die Einstellungen für den Röhrenstrom und damit für den Dosisindex hängt von der Charakteristik des Detektors ab.

In den Teilen des Dynamikbereiches, in dem eine lineare Signalantwort gegeben ist, werden nur wenige Dosissschritte benötigt. Je mehr sich die Signalantwort von dem linearen Verhalten entfernt, umso feiner müssen die Abstände gewählt werden. Auf der anderen Seite befindet sich die eigentliche Bildinformation bei echten Objekten, aufgrund der exponentialen Schwächung, immer im unteren Teil des Dynamikbereiches (ca. 10%). Da dies der eigentlich interessante Teil ist und gerade hier maximale Bildqualität gefordert wird, sollten auch in diesem Bereich die Abstände verfeinert werden. Für den 'DGR'-Modus des Varian PaxScan 4030CB Detektors können systembedingt maximal 22 verschiedene Arbeitspunkte für die Dosis angefahren werden (► **Tab. 4.6**).

Anmerkungen zur praktischen Umsetzung:

- Der zeitliche Aufwand kann reduziert werden, wenn bei konstanten Umgebungsparametern und mit maximaler Bildrate gemessen wird. Die Offset-Karte ist dann für alle akquirierten Hellbildserien gültig.
 - Für eine komplette Empfindlichkeits-Kalibrierung wären ca. 20 Hellbildserien mit je ca. 100 Bildern nötig. Bei einer maximalen Bildrate von $15B/s$ dauert die Akquisition einer Serie ca. 10s, wenn man Initialisierung mitberücksichtigt. Zwischen den Serien muss, durch den Lag-Effekt (► **Kap. 2.1.5**) bedingt, eine Pause von mindestens 15s eingehalten werden. Wird ein Offsetupdate notwendig, müssen nochmals 10s eingerechnet werden. Für die Erzeugung einer Empfindlichkeits-Karte müssen also ca. 30s eingeplant werden. Eine komplette Kalibrierung für einen Detektormodus würde daher etwa 10min in der Praxis dauern.
 - Der Speicherbedarf einer Empfindlichkeits-Karte des 'DGR'-Modus (4 Matrizen mit einer Dimension von 1536×768 Pixel in 32bit Gleitkommagenauigkeit) beträgt ca. 12MB. Der Speicherbedarf allein für den 'DGR'-Modus liegt somit bereits bei ca. 250MB. Die Reduktion der Gleitkommagenauigkeit auf ein sinnvolles Maß ist daher eine weitere Möglichkeit physikalischen Speicher einzusparen.
 - Die Datenmenge des Empfindlichkeits-Archivs und die Kalibrierdauer wird durch die Anzahl der notwendigen Kalibrierschritte festgelegt. Für bestimmte Betriebsarten reichen einige wenige Punkte aus. Für den anspruchsvollsten Fall, der 3D-Weichteilbildgebung, stellt das Weglassen von Kalibrierschritten einen Kompromiss mit der erreichbaren Bildqualität dar. Hier muss also genau untersucht werden, welche Schritte unbedingt nötig sind und welche nur einen geringen Gewinn an Bildqualität im Vergleich zum Aufwand darstellen.
-

Dosisindex d	Ø Röhrenstrom @ 2 B/s (mA) ¹⁾	Dosis/Bild (μ Gy)	Saturationlevel high gain (%) ²⁾	Saturationlevel low gain (%) ²⁾
d_1	0,1	0,64	18,4	2,4
d_2	0,2 (1)	0,74	21,1	2,7
d_3	0,2 (2)	0,83	23,9	3,1
d_4	0,2 (3)	0,95	27,0	3,5
d_5	0,2 (4)	1,06	30,4	3,9
d_6	0,3 (1)	1,19	34,8	4,4
d_7	0,3 (2)	1,34	38,5	5,0
d_8	0,3 (3)	1,49	42,9	5,5
d_9	0,4 (1)	1,76	50,6	5,8
d_{10}	0,4 (2)	1,99	56,7	6,5
d_{11}	0,5 (1)	2,21	63,6	7,3
d_{12}	0,5 (2)	2,51	71,9	8,2
d_{13}	0,6 (1)		-	9,3
d_{14}	0,6 (2)		-	10,7
d_{15}	0,9		-	16,6
d_{16}	1,2		-	21,2
d_{17}	1,5		-	26,8
d_{18}	1,8		-	33,4
d_{19}	2,3		-	41,3
d_{20}	2,9		-	51,1
d_{21}	3,7		-	63,8
d_{22}	4,6		-	85,6

Da die Röhrenspannung, die Pulsdauer sowie die Vorfilterung konstant sind, wird die Ausgangsdosis nur durch den Röhrenstrom bestimmt. Der komplette Dynamikbereich des Detektors wird in Bereiche unterteilt, die durch bestimmte Einstellungen für den Röhrenstrom realisiert werden. Diese Einstellungen bilden dann in numerischer Reihenfolge den Zahlenindex für die aktuelle Röhrenaussgangsdosis.

¹⁾ Die Angaben des mittleren Röhrenstroms beziehen sich auf eine Bildrate von 2 B/s. Da die digitale Anzeige für den Röhrenstrom an der Bedienoberfläche nur eine Kommastelle ausgeben kann, wird zur Unterscheidung zusätzlich ein laufender Index in Klammern angegeben. Die Röhrenspannung beträgt jeweils 100 kV.

²⁾ Die Sättigungsgrenze entspricht $\approx 14.000 \text{ LSB}$. Die ursprünglichen 14 bit ($\triangleq 16.384 \text{ LSB}$) können nicht komplett genutzt werden da ca. 1.000 LSB für den Offset entfallen und der gleiche Betrag nochmals als Sicherheitsgrenze nach oben verwendet wird.

Tabelle 4.6: Dosisindizes für den 'DGR'-Modus @ 100kV / 7-10ms Pulsbreite

4.3.3 Delta-Kalibrierung ('delta calibration')

Der dritte Schritt des Kalibrierprozesses (► **Abb. 4.1**) ist die dynamische Delta-Kalibrierung (engl. 'dynamic delta calibration' oder kurz 'DDC'). Durch sie sollen Artefakte, wie sie durch eine Verschiebung der Detektorausleuchtung (z.B. C-Bogenverwindung während eines 3D-Scans) oder durch individuelle Änderungen in der Empfindlichkeit der einzelnen Pixel (z.B. durch Alterungseffekte) entstehen würden, reduziert werden.

Dazu werden nach Aufwärmphase, d.h. bei konstanter Detektorendtemperatur $t_\Delta = t_E = \text{const.}$ während einer kompletten, gleichmäßigen Orbitalrotation ($r \in \{r_B, \dots, r_E\}$) eine Hellbildserie W^x aus N Einzelbildern mit Dimension (u_0, v_0) akquiriert. Dies entspricht einem 3D-Scan ohne Objekt mit einer Winkelauflösung von N/r_E . Als Dosisparameter $d_\Delta = \text{const.}$ wird wieder ein konstanter Wert ausgewählt, der den Modus mit der höheren Empfindlichkeit zu ca. 80% sättigt. Da die Umgebungsparameter t_Δ bzw. d_Δ unverändert bleiben, werden ihre Indizes zur Vereinfachung weggelassen. Für die weitere Verwendung muss die Hellbildserie zunächst mit einer gültigen Offset-Karte ${}^{t_\Delta}\Omega^x$ korrigiert werden.

$$\begin{aligned} {}^\omega W_n^x(u, v) &= W_n^x(u, v) - {}^{t_\Delta}\Omega_{mv}^x(u, v) \\ n &\in \{1, \dots, N\}, v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\} \end{aligned} \quad (4.16)$$

Zur Reduktion des Quantenrauschens und wegen den nicht reproduzierbaren Schwingungen des C-Bogens während der Rotationsbewegung sollte dieser Scan mehrmals wiederholt und die verschiedenen offset-korrigierten Hellbildserien ${}^\omega W_s^x$ bildweise arithmetisch gemittelt werden:

$$\begin{aligned} {}^\omega \overline{W}_n^x(u, v) &= \frac{1}{S} \cdot \sum_{s=1}^S {}^\omega W_{s,n}^x(u, v) \\ n &\in \{1, \dots, N\}, s \in \{1, \dots, S\}, v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\} \end{aligned} \quad (4.17)$$

Aus der gemittelten, offset-korrigierten Hellbildserie ${}^\omega \overline{W}^x$ und der Mittelwertmatrix der Empfindlichkeitskarte mit entsprechendem Dosisindex aus der Empfindlichkeitskalibrierung ${}^{d_\Delta}\Gamma^x$ (► **Kap. 4.3.2**) werden die Delta-Matrizen ${}^r\Delta_{pd}^x(u, v)$ für den jeweiligen Orbitalwinkel r berechnet:

$$\begin{aligned} {}^r\Delta_{pd}^x(u, v) &= \frac{{}^{d_\Delta}\Gamma_{mv}^x(u, v)}{\overline{W}_n^x(u, v)} \quad \text{mit} \quad r = \frac{n}{N} \cdot r_E, \\ n &\in \{1, \dots, N\}, v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\} \end{aligned} \quad (4.18)$$

Ein kompletter Datensatz für die Delta-Kalibrierung des 'DGR'-Modus besteht demnach aus je 2 Delta-Karten (${}^{d_\Delta, t_E}\Delta^h$ bzw. ${}^{d_\Delta, t_E}\Delta^l$) mit je N Delta-Matrizen.

Anmerkungen zur praktischen Umsetzung:

- In der Praxis durchläuft die Orbitalbewegung eines C-Bogens etwa 200° ($180^\circ + \text{Öffnungswinkel des Strahlers für vollständige Abtastung bei 'CBCT' nötig}$). Damit ist eine Bildanzahl $N = 200$ ausreichend, um auf 1° genau aufzulösen.
- Eine Delta-Kalibrierung ist in der Regel nur für die 3D-Weichteilbildgebung von Interesse, da nur in diesem Fall der Artefaktlevel die Bildqualität einschränken kann. Für andere Betriebsarten ist die Winkelabhängigkeit wohl zu vernachlässigen und die Alterungseffekte des Detektors könnten durch eine erneute, einfache Empfindlichkeitskalibrierung kompensiert werden.
- Die Anzahl der nötigen Winkelstellungen hängt stark davon ab, welche der beiden Ursachen (Änderung der Detektorausleuchtung wegen der C-Bogen Verwindung oder Änderung der Pixelempfindlichkeit wegen Alterung) dominieren. Für starre C-Bögen reichen evtl. wenige Deltamatrizen, während für leichte, mobile C-Bögen möglichst viele Winkelschritte gewählt werden müssen.
- Prinzipell bestehen zwei Möglichkeiten für den Ablauf der Akquisition, um die gemittelte und 'offset'-korrigierte Hellbildbildserie zu erzeugen:
 1. Bei zeitgetriggelter Akquisition wird die Bildserie unter möglichst schneller, aber noch reproduzierbarer Orbitalrotation mehrmals wiederholt. Zwischen den Serien wird bei Bedarf eine neue gültige Offset-Karte in Referenzstellung erstellt. Die Genauigkeit bei diesem Verfahren ist durch die Reproduzierbarkeit der C-Bogen Bewegung vorgegeben. Sowohl das Quantenrauschen als auch die Auswirkungen der nicht reproduzierbaren Schwingungen werden durch die Mittelung reduziert. Die Dauer einer Delta-Kalibrierung hängt von der Anzahl der nötigen Wiederholungen ab.
 2. Bei winkelgetriggelter Akquisition werden bei langsamer Orbitalrotation beim Erreichen der gewünschten Winkelstellung gleich mehrere Bilder mit maximaler Bildrate aufgenommen und gemittelt. Lediglich eine Offset-Karte wird für diese Bildrate vorab oder zwischen den Winkelstellungen generiert. Die Ungenauigkeit wird hierbei im Wesentlichen durch die Bewegung während der Aufnahme der Einzelbilder beeinflusst. Durch die Mittelung wird nur das Quantenrauschen unterdrückt, nicht aber die nicht reproduzierbaren Schwingungen. Die Dauer wird durch die nötige langsame Orbitalbewegung vorgegeben.

Welche der beiden Methoden letztendlich besser ist, hängt stark vom mechanischen Verhalten des C-Bogens ab, und muss für das jeweilige Grundsystem untersucht werden. Hinzukommt, dass eine winkelgetriggerte Akquisition nur dann keinen zusätzlichen Verlust der Ortsauflösung bringt, falls der Detektor bei asynchroner Triggerung zuverlässig funktioniert. Im Falle des Varian Detektors führt eine asynchrone Triggerung zu unterschiedlichen Integrationszeiten und damit unterschiedlichen Dunkelströmen. Wird der Detektor hingegen mit seiner maximalen festen Bildrate betrieben, kann es zu einem Jitter zwischen Winkeltrigger und Detektortakt kommen, der in einer Ortsunschärfe endet.

4.3.4 Lag-Kalibrierung ('lag calibration')

Der vierter Schritt des Kalibrierprozesses (► **Abb. 4.1**) ist die Lag-Kalibrierung (engl. 'lag effect calibration' oder kurz 'LEC'). Durch sie sollen Artefakte, wie sie durch Nachleuchten des Szintillators und durch Memory-Effekte der Photodioden auftreten können, innerhalb einer Bildserie reduziert werden.

Dazu muss die zusammengesetzte, zeitliche Abklingkurve aus Nachleuchten und Memory-Effekt bestimmt werden. Ausgangspunkt zur Berechnung ist eine spezielle Offset- (ω) und Gain- (γ) korrigierte Bildserie ${}^{\omega,\gamma}I_n$ bei der Bildrate f aus insgesamt N Einzelbildern, wobei lediglich das erste Einzelbild mit Index $n = 0$ beleuchtet wurde. Alle weiteren Bilder mit Index ($n > 0$) entsprechen Dunkelbildern. Als Dosisindex d_λ für das erste Bild wird wieder ein konstanter Wert ausgewählt, der den Modus mit der höheren Empfindlichkeit zu ca. 70% sättigt, z.B.: $d_\lambda = d_5$, ► **Abb. 4.6**.

Weiter muss für das erste Einzelbild ${}^{\omega,\gamma}I_0(u, v)$ mit Dimension u_0, v_0 ein Bildausschnitt ${}^{\omega,\gamma}R_0(u', v')$ mit Dimension u_R, v_R gewählt werden, in dem die ursprüngliche Intensitätsverteilung der Röntgenstrahlung möglichst homogen ist. Für diesen Bildausschnitt wird aus dem ersten Hellbild und den folgenden Dunkelbildern der örtliche Mittelwert ${}^{\omega,\gamma}\bar{R}_n$ berechnet:

$${}^{\omega,\gamma}\bar{R}_n = \frac{1}{u_R v_R} \cdot \sum_{u', v'} {}^{\omega,\gamma}R_n(u', v') \quad (4.19)$$

$$n \in \{0, \dots, N\}, v' \in \{1, \dots, v_R\}, u' \in \{1, \dots, u_R\}$$

Diese Serie von Mittelwerten ${}^{\omega,\gamma}\bar{R}_n$ wird beim Index $N_0 < N$ abgeschnitten, wenn der Mittelwert unter den Level des Dunkelstromrauschens fällt. Dies entspricht dann der maximalen Ordnung, bis zu der es Sinn macht, die Messwerte zu berücksichtigen. Es sei hier angemerkt, dass die Mittelwerte selbst nicht die eigentliche Abklingkurve repräsentieren. Man kann sie allerdings von ihnen ableiten. Dafür muss zunächst der absolute Lagwert Λ_{abs} berechnet werden:

$$\Lambda_{\text{abs}} = \sum_{n=1}^{N_0} {}^{\omega,\gamma}\bar{R}_n \quad (4.20)$$

Der absolute Lagwert Λ_{abs} gibt also die Summe der Intensitäten in den berücksichtigten Dunkelbildern an. Für einen idealen Detektor wäre er gleich Null, denn die Ausgangsintensität im ersten Bild würde keine Intensitäten in den nachfolgenden Dunkelbildern erzeugen. Zur späteren Korrektur wird allerdings die prozentuale Verteilung des absoluten Lagwertes auf die berücksichtigten Dunkelbilder benötigt. Daher werden die relativen Lagwerte Λ_{rel}^n für die jeweiligen Dunkelbilder bestimmt:

$$\Lambda_{\text{rel}}^n = \frac{{}^{\omega,\gamma}\bar{R}_n}{\Lambda_{\text{abs}}} \quad (4.21)$$

$$n \in \{1, \dots, N_0\}$$

Ein kompletter Datensatz für die Lag-Kalibrierung besteht aus diesen N_0 relativen Lagwerten Λ_{rel}^n . Sie sind allerdings nur für die Bildrate gültig, wie sie für die Ausgangsbildserie ${}^{\omega, \gamma}I_n$ verwendet wurde. Will man die relativen Lagwerte für eine beliebige Bildrate bestimmen, so muss zunächst die zeitliche Abklingkurve abgeleitet werden. Die normalisierte Abklingkurve $E(n)$ in Abhängigkeit von der Bildnummer n ist gegeben durch:

$$E(n)|_{n=0} = 1, \quad E(n) = 1 - \sum_{i=1}^n \Lambda_{\text{rel}}^i \quad (4.22)$$

$$n \in \{0, \dots, N_0\}$$

Bei bekannter Bildrate f ergeben sich damit die Stützstellen der normalisierten Abklingkurve in Abhängigkeit von der Zeit $E(t)$:

$$E(t)|_{t=n/f} = E(n) \quad (4.23)$$

$$n \in \{0, \dots, N_0\}$$

Wird durch diese Stützstellen eine Kurve interpoliert, so erhält man die gewünschte zeitliche Abklingkurve. Aus ihr können dann die relativen Lagwerte Λ_{rel}^m für beliebige Bildraten $f' \neq f$ bestimmt werden, indem die neuen benachbarten Stützstellen jeweils voneinander subtrahiert werden:

$$\Lambda_{\text{rel}}^m = E'(n-1) - E'(n) \quad (4.24)$$

wobei $E'(n) = E(t)|_{t=n/f'}$

Anmerkung zur praktischen Umsetzung:

- Wird die spezielle Lag-Bildserie bei der maximalen Bildrate (z.B. $30 B/s$) erzeugt, so lassen die relativen Lagwerte für die halbe ($15 B/s$), viertelte ($7,5 B/s$), usw. Bildrate unmittelbar aus den relativen Lagwerten für die maximale Bildrate bestimmen. Eine vorherige Interpolation einer Abklingkurve durch die Stützstellen ist nicht notwendig, da die neuen Stützstellen eine Teilmenge der alten bilden.
-

4.4 Ablauf der Konditionierung

Bei der Konditionierung werden die bei der Kalibrierung erzeugten Datenarchive verwendet, um jedes (bei beliebigen Umgebungsparametern erzeugte) Einzelbild einer Rohbildserie in ein fehlerfreies Bild (engl. 'clean image') zu konvertieren. Der Ablauf des Konditionierungsprozesses ist in (► **Abb. 4.2**) veranschaulicht.

4.4.1 Offset-Kompensation ('offset correction')

Jede Rohbildserie I^x aus N Einzelbildern und Dimension (u_0, v_0) , die bei der konstanten Bildrate f und Verstärkung x akquiriert wurde, muss zunächst bezüglich ihres Dunkelstromanteils korrigiert werden. Dies geschieht durch pixelweise Subtraktion der Mittelwertsmatrix $\Omega_{mv}^x(u, v)$ einer für die momentanen Umgebungsparameter und zum Detektormodus (Format, Bildrate,...) passenden Offset-Karte Ω^x :

$$\begin{aligned} {}^oI_n^x(u, v) &= I_n^x(u, v) - \Omega_{mv}^x(u, v) \\ n &\in \{1, \dots, N\}, v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\} \end{aligned} \quad (4.25)$$

Ergebnis:

- Die Offset-bedingten korrelierten Hintergrundstrukturen wurden entfernt.
- Es verbleiben die, von den Umgebungsparametern abhängigen, Empfindlichkeits-bedingten korrelierten Hintergrundstrukturen, sowie Defektpixel.

Anmerkung zur praktischen Umsetzung:

Prinzipell bestehen drei Möglichkeiten eine gültige Offsetkarte zur Verfügung zu stellen:

- **Offsetupdate im Hintergrund:** Für alle Detektormodi werden die Offset-Karten ständig, d.h. immer dann, wenn für eine bestimmte Zeit keine Strahlung ausgelöst wird, neu generiert. Diese Methode berücksichtigt auch kurzfristige Änderungen des Dunkelstroms durch Temperaturschwankungen. Für jeden Modus wird nur eine Karte benötigt, die ständig überschrieben wird, was zu einer Reduktion des Speicherbedarfes führt. Durch die Pause nach der letzten Strahlauslösung wird sichergestellt, dass der Lag-Effekt weitestgehend abgeklungen, und die Offset-Karte so fehlerfrei wie möglich ist. Für einen 3D-Scan ist dies die bevorzugte Methode, da ablaufbedingt (Positionierung, manuelle Kollisionsdetektion, etc.) genügend Zeit für die Erzeugung einer aktuellen und fehlerfreien (kein Lag-Effekt) Dunkelbildkarte zur Verfügung steht. Bei 2D-Fluorobildgebung kann diese Methode zu Problemen führen, wenn für längere Zeit kein Offset-Update möglich ist, weil beispielsweise über längere Zeit mit nur kurzen Pausen Strahlung ausgelöst wird. Temperaturbedingte Offsetdrifts führen dann zu einer reduzierten Bildqualität.

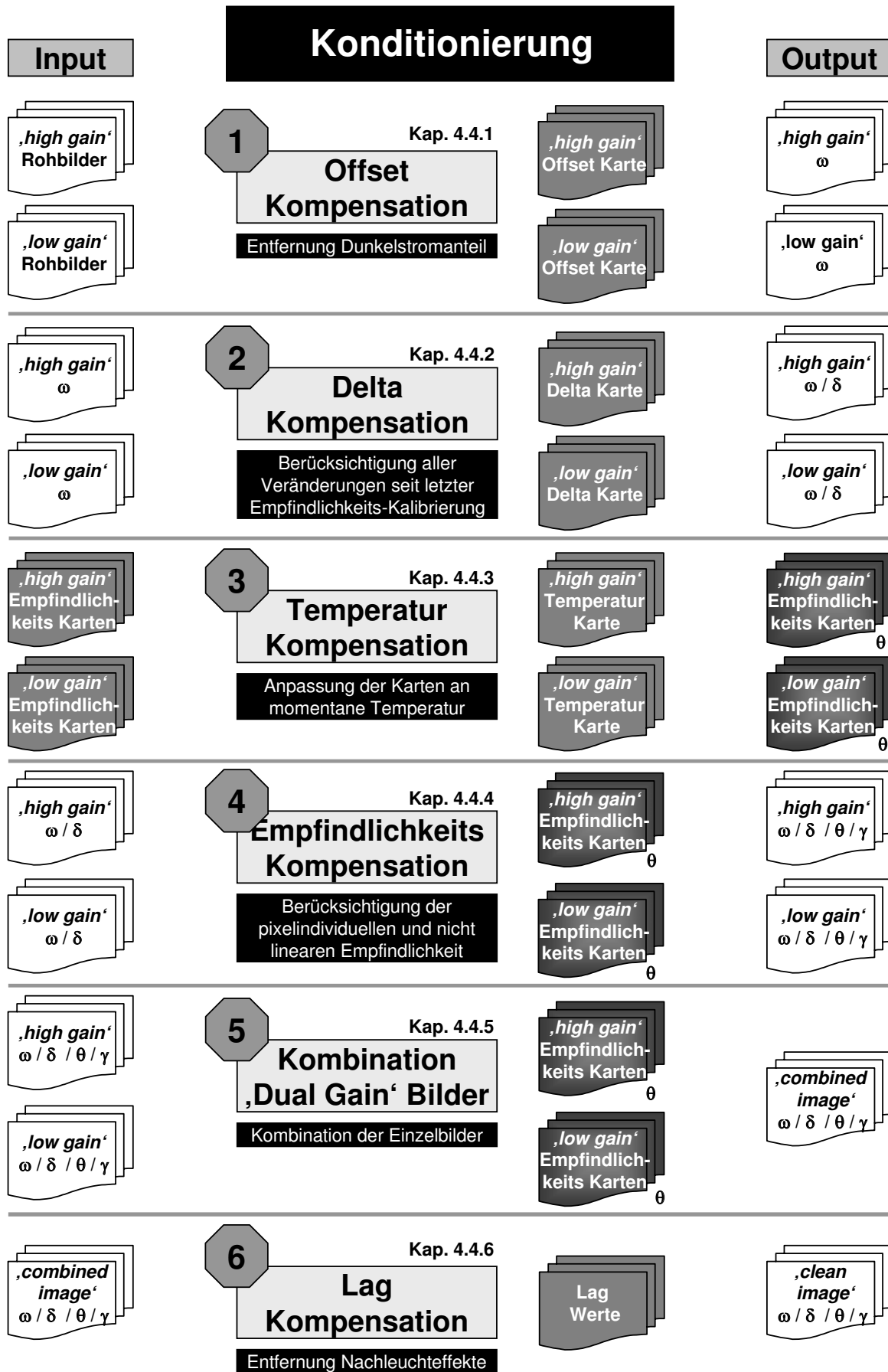


Abbildung 4.2: Prozess der Konditionierung

- **Zwischenbildmethode:** Für die 2D-Fluorobildgebung wird daher die Zwischenbildmethode vorgeschlagen. Beim Hochfahren des Systems wird zunächst eine initiale Offset-Karte erstellt. Wird in den Fluorobetrieb gewechselt, werden zwischen den Hellbildern zusätzlich Dunkelbilder ausgelesen. Diese Dunkelbilder werden zeitlich gewichtet mit der initialen Offset-Karte verrechnet, sodass bei einer Gesamtbildrate von $30 B/s$ (15 Paare von Hell- und Dunkelbildern pro Sekunde) bereits nach ca. 2 Sekunden Strahlung eine komplett neue Offset-Karte dynamisch erstellt wurde, d.h. der verwendete Offset ist ab dann immer höchstens 2 Sekunden alt. Während der ersten beiden Sekunden kann allerdings noch eine Reduzierung der Bildqualität vorkommen, falls davor eine längere Strahlungspause liegt. Diese können dann aber wiederum genutzt werden, um eine neu Offset-Basiskarte zu erzeugen. Der nachteilige Lag-Effekt in den Zwischenbildern sollte keine Rolle spielen, da bei Niedrigdosis gearbeitet wird und so die Lag-Anteile rasch im Offset-rauschen untergehen. Lediglich die Halbierung der max. Bildrate stellt eine Einschränkung in der Praxis dar.
- **Offsetarchiv:** Letzte Möglichkeit ist eine indirekte Bestimmung der momentan gültigen Offset-Karte über einen Referenztemperatursensor. Dazu wird das Archiv mit Offset-Karten, wie sie während der Temperaturkalibrierung aufgenommen wurden, mit der momentan herrschenden Temperatur an einer Referenzstelle verglichen, und die passende Offset-Karte ausgewählt. Während für die Temperatur-Kalibrierung Ausschnitte oder Verkleinerungen ausreichend sind, muss hier die ursprüngliche Größe archiviert werden, was zu einem enormen Speicherbedarf führen kann. Diese Methode kann allerdings nur dann verwendet werden, wenn es eine eindeutige Korrelation zwischen Temperatur und Offset gibt. Die Genauigkeit hängt von der Anzahl der Offset-Karten ab, die über den Temperaturbereich zur Verfügung stehen. Für den digitalen Radiographie-Modus, d.h. Einzelbilder mit hoher Dosis, ist diese Methode interessant, da die mögliche Offsetänderung im Vergleich zum eigentlichen Signal eher klein ist, und keine Möglichkeit besteht, kurzfristig eine aktuelle Dunkelbild-Karte zu generieren.

4.4.2 Delta-Kompensation ('delta correction')

Der zweite Schritt der Konditionierung ist die Delta-Kompensation (engl. 'delta correction'). Pixelindividuelle Änderungen der Empfindlichkeit, wie sie durch die C-Bogenverwindung und durch die Detektoralterung entstehen können, werden damit korrigiert. Unterschiede gegenüber der bei der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung bestimmten Empfindlichkeit erzeugen Artefakte in den 2D-Projektionsbildern (z.B. Helligkeitsgradienten), die wiederum zu unerwünschten Artefakten im daraus rekonstruierten 3D-Volumen führen.

Dazu werden die offset-korrigierten Einzelbilder ${}^{\omega}I_n^x(u, v)$ jeweils mit der zur Winkelstellung passenden Delta-Matrix multipliziert:

$${}^{\omega, \delta}I_n^x(u, v) = {}^{\omega}I_n^x(u, v) \cdot {}^r\Delta_{pd}^x(u, v) \quad \text{mit} \quad r = \frac{n}{N} \cdot r_E \quad (4.26)$$

$$n \in \{1, \dots, N\}, \quad r \in \{r_B, \dots, r_E\}, \quad v \in \{1, \dots, v_0\}, \quad u \in \{1, \dots, u_0\}$$

Ergebnis:

- Die Bilder zu den unterschiedlichen Orbitalpositionen der Offset-korrigierten Bildserie wurden mit der jeweiligen Delta-Matrix gewichtet.
- Jedes Einzelbild der Serie ist auf die Referenzstellung, für die die Empfindlichkeits-Karten der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung ausgelegt sind, umgerechnet.

Anmerkungen zur praktischen Umsetzung:

- Falls während eines 3D-Scans über den Winkelbereich von $r_E \approx 200^\circ$ mehr als 200 Bilder aufgenommen wurden, kann zwischen den jeweils benachbarten Delta-Matrizen pixelweise linear interpoliert werden.
- Gleiches gilt für normale 2D-Projektionsbilder (z.B. bei Fluoroskopie), wenn der eigentliche Orbitalwinkel zwischen zwei zur Verfügung stehenden Delta-Matrizen liegt.

4.4.3 Temperatur-Kompensation ('temperature correction')

Der dritte Schritt des Konditionierungsprozesses ist die Temperatur-Kompensation (engl. 'temperature correction'). Mit ihr werden die Empfindlichkeitskarten, wie sie während einer Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung erstellt wurden, an die aktuelle Detektortemperatur angepasst. Ohne diese Korrektur würden temperaturbedingt Empfindlichkeitsschwankungen zu unerwünschten Helligkeitsgradienten oder Intensitätsschwankungen in den 2D-Projektions-bildern führen.

Wie bereits erwähnt, wird bei der Temperatur-Kompensation nicht die eigentliche Bildserie nachverarbeitet, sondern es werden lediglich die Empfindlichkeits-Karten angepasst. Dazu muss zunächst die für die momentan herrschende Temperatur t gültige Temperatur-Matrix gewählt werden. Dies geschieht durch Vergleich der Mittelwertsmatrizen einer momentan gültigen Offset-Karte ${}^t\Omega^x$ mit Offset-Karten aus dem Archiv für die Temperaturen $t' \in \{t_B, \dots, t_E\}$. Die Auswahl der am besten passenden Offset-Karte kann beispielsweise durch Summation der absoluten Abweichungen eines jeden Pixels (u, v) erfolgen. Die Offset-Karte ${}^{t_{\min}}\Omega^x$ mit der kleinsten totalen Variation ${}^{t_{\min}}V$ wird ausgewählt:

$${}^{t_{\min}}V = \min \left\{ \sum_{u,v} \left| {}^t\Omega_{mv}^x(u, v) - {}^{t'}\Omega_{mv}^x(u, v) \right| \right\} \quad (4.27)$$

$$t', t_{\min} \in \{t_B, \dots, t_E\}, \quad v \in \{1, \dots, v_0\}, \quad u \in \{1, \dots, u_0\}$$

Die ermittelte Offset-Karte ${}^{t_{\min}}\Omega^x$ ist mit einer Temperatur-Matrix ${}^{t_{\min}}\Theta_{pd}^x(u, v)$ verknüpft:

$${}^{t_{\min}}\Omega^x \leftrightarrow {}^{t_{\min}}\Theta_{pd}^x(u, v) \quad (4.28)$$

Die Mittelwerts-Matrizen aller Empfindlichkeits-Karten der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung werden mit dieser Temperatur-Matrix gewichtet:

$${}^{d, t_{\min}}\Gamma^x(u, v) = {}^{d, t_E}\Gamma^x(u, v) \cdot {}^{t_{\min}}\Theta_{pd}^x(u, v) \quad (4.29)$$

$$d \in \{d_B, \dots, d_E\}, v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\}$$

Die globalen Mittelwerte der Empfindlichkeits-Karten ${}^{d, t_{\min}}\Gamma_{gm}^x$ werden dabei nicht neu berechnet, sondern stimmen mit den originalen überein:

$${}^{d, t_{\min}}\Gamma_{gm}^x = {}^{d, t_E}\Gamma_{gm}^x \quad (4.30)$$

Ergebnis:

- Alle Empfindlichkeits-Karten der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kalibrierung sind an die momentan herrschende Detektortemperatur angepasst.
- Die Bildserie selbst bleibt unverändert.

Anmerkungen zur praktischen Umsetzung:

- Der Vorteil bei dieser Gewichtung liegt darin, dass nur wenige Empfindlichkeits-Karten und nicht die gesamte Bildserie gewichtet werden muss. Der zusätzliche zeitliche Aufwand für die Nachverarbeitung ist damit vernachlässigbar, insbesondere bei der 3D-Bildgebung.
- Die Aktualisierung der Empfindlichkeits-Karten kann parallel zum Update der Offset-Karten in den Strahlungspausen erfolgen. Damit stehen bei der nächsten Strahlungsauslösung immer temperaturkorrigierte Empfindlichkeits-Karten zur Verfügung.
- Die Auswahl der passenden Temperatur-Matrix kann auch über einen Referenztemperatursensor an einer bestimmten Stelle erfolgen, wenn die Temperatur-Matrizen eindeutig mit der Temperatur korreliert sind.

- Die Methode mit Hilfe der Offset-Karten hat den Vorteil, dass kein Temperatursensor benötigt wird, da das Panel bzw. sein Dunkelstrom selbst als Temperatursensor dient. Der Nachteil des relativ hohen Datenaufkommens kann dadurch reduziert werden, dass nicht die kompletten Offset-Karten archiviert werden, sondern nur die für die Unterscheidung nötigen Informationen. So kann beispielsweise alleine durch mehrfaches Binning die Datenmenge drastisch reduziert werden. Auch aufwendigere Verfahren, die die Offset-Karten, ähnlich Fingerabdrücken, auswerten und nach charakteristischen Merkmalen suchen, wären dazu geeignet.

4.4.4 Empfindlichkeits-Kompensation ('gain correction')

In einem vierten Schritt werden die Offset- und Delta-korrigierten Einzelbilder einer Bildserie $\omega, \delta I_n^x$ mit Hilfe der nun Temperatur-korrigierten Empfindlichkeits-Karten bzgl. ihrer pixelindividuellen Empfindlichkeit korrigiert. Danach liefern alle Pixel eines Hellbildes bei jeder beliebigen Dosis bis auf das Quantenrauschen identische digitale Grauwerte, d.h. es ergibt sich ein absolut flaches Hellbild (engl. 'flat field image'). Dazu muss allerdings für jedes einzelne Pixel eines Einzelbildes ein von seinem Grauwertsignal abhängiger Korrekturfaktor bestimmt werden.

Zunächst werden für jedes Pixel (u, v) die beiden benachbarten Empfindlichkeits-Karten $d_{-,t_{\min}} \Gamma^x$ bzw. $d_{+,t_{\min}} \Gamma^x$ gesucht, für die der Pixelwert $\omega, \delta I_n^x(u, v)$ zwischen den Werten der Temperatur-korrigierten Mittelwertsmatrizen $d_{-,t_{\min}} \Gamma_{mv}^x(u, v)$ bzw. $d_{+,t_{\min}} \Gamma_{mv}^x(u, v)$ liegt:

$$d_{-,t_{\min}} \Gamma_{mv}^x(u, v) < \omega, \delta I_n^x(u, v) < d_{+,t_{\min}} \Gamma_{mv}^x(u, v) \quad (4.31)$$

$$d_-, d_+ \in \{d_B, \dots, d_E\}, v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\}$$

Zur Vereinfachung wird der Pixelwert des n -ten Offset- und Delta-korrigierten Bildes an der Stelle (u, v) durch S_n wiedergegeben. Die Werte der Mittelwertsmatrizen der benachbarten und Temperatur-korrigierten Empfindlichkeits-Karten $d_{-,t_{\min}} \Gamma^x$ bzw. $d_{+,t_{\min}} \Gamma^x$ an den Stellen (u, v) werden durch $S_{-,min}$ bzw. $S_{+,min}$ repräsentiert:

$$S_n = \omega, \delta I_n^x(u, v) \quad (4.32)$$

$$S_{-,min} = d_{-,t_{\min}} \Gamma_{mv}^x(u, v)$$

$$S_{+,min} = d_{+,t_{\min}} \Gamma_{mv}^x(u, v)$$

Je nach dem wie die drei Grauwerte $S_n, S_{-,min}, S_{+,min}$ zueinander liegen wird der Gesamtkorrekturfaktor $g_n^x(u, v, S_n)$ durch lineare Interpolation der beiden Korrekturfaktoren der benachbarten Empfindlichkeits-Karten berechnet:

$$g_n^x(u, v, S_n) = \left(\frac{S_n - S_{-, \min}}{S_{+, \min} - S_{-, \min}} \right) \cdot \frac{d_{+, t_{\min}} \Gamma_{gm}^x}{S_{+, \min}} + \left(\frac{S_{+, \min} - S_n}{S_{+, \min} - S_{-, \min}} \right) \cdot \frac{d_{-, t_{\min}} \Gamma_{gm}^x}{S_{-, \min}} \quad (4.33)$$

$$v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\}$$

Jedes Einzelbild der Offset- und Delta-korrigierten Bildserie wird zur Empfindlichkeits-Kompensation pixelweise mit dem aus ► **Equ. 4.33** berechneten Korrekturfaktor multipliziert:

$$\omega, \delta, \gamma I_n^x(u, v) = \omega, \delta, I_n^x(u, v) \cdot g_n^x(u, v, S_n) \quad (4.34)$$

$$v \in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\}$$

Ergebnis:

- Aus der Offset- und Delta-korrigierten Bildserie sind die Empfindlichkeits-bedingten korrelierten Rauschstrukturen entfernt worden.
- Die Temperaturabhängigkeit der Empfindlichkeit wurde in den adaptierten Empfindlichkeits-Karten mitberücksichtigt.
- Bis auf defekte Pixel enthält die Bildserie nur noch unkorreliertes Elektronik- und Quantenrauschen.

4.4.5 Kombination des 'DGR'-Modus ('DGR combination')

Bis jetzt wurden alle Korrekturen separat für die jeweilige Verstärkung x durchgeführt. Im Falle des 'DGR'-Modus müssen die beiden Teilbilder für die hohe (engl. 'high gain') und niedrige Verstärkung (engl. 'low gain') zu einem einzigen Bild kombiniert werden.

Nach der Empfindlichkeits-Kalibrierung eines Hellbildes verhalten sich alle Pixel gleich, d.h. man erhält bis auf das Quantenrauschen ein absolut flaches und homogenes Bild (engl. 'flat field image'). Durch die unterschiedliche Verstärkung liefern die beiden Teilbilder bei gleicher Digitalisierung (z.B. 14 bit) an den entsprechenden Pixelpositionen unterschiedliche Grauwerte. Die Teilbilder für 'low gain' $\omega, \delta, \gamma I_n^l(u, v)$ und 'high gain' $\omega, \delta, \gamma I_n^h(u, v)$ müssen daher noch entsprechend ihrer unterschiedlichen Grauwerte normiert und anschließend gemittelt werden.

Als globaler Normierungsfaktor für alle Pixel des Teilbildes mit niedriger Verstärkung dient das Verhältnis der Summen der über alle Dosisstufen addierten globalen Mittelwerte $d, t_E \Gamma_{gm}^h$ bzw. $d, t_E \Gamma_{gm}^l$. Es können allerdings nur die globalen Mittelwerte bis zum Dosisindex d_h berücksichtigt werden, bei dem der 'high gain' noch nicht gesättigt ist.

$$\begin{aligned}
\omega, \delta, \gamma I_n^{lh}(u, v) &= \omega, \delta, \gamma I_n^h(u, v) \cdot 1 \\
\omega, \delta, \gamma I_n^{ll}(u, v) &= \omega, \delta, \gamma I_n^l(u, v) \cdot \frac{\sum_{d \leq d_h} d, t_E \Gamma_{gm}^h}{\sum_{d \leq d_h} d, t_E \Gamma_{gm}^l} \\
v &\in \{1, \dots, v_0\}, u \in \{1, \dots, u_0\}
\end{aligned} \tag{4.35}$$

Dies ist legitim, da das Verhältnis der globalen Mittelwerte das Verhältnis der Messkapazitäten widerspiegelt und, wie in ► **Tab. 4.7** ersichtlich, nicht von der Dosis selbst abhängt. Die Summation dient dabei der genaueren Bestimmung des exakten Verhältnisses durch Reduktion des statistischen Fehlers.

Für den 'DGR'-Modus des Varian-Detektors ist der Mittelwert für den Normierungsfaktor $\approx 7,7488$, die Standardabweichung beträgt $\approx 0,0045$ was bei der Sättigungsgrenze (ca. 14.000 LSB @ 14 bit ADC) einem Fehler von $\approx \pm 63$ Grauwerten entspricht (► **Tab. 4.7**) Als letzter brauchbarer Dosisindex wird $d_h = d_{12}$ gewählt.

Dosisindex	Dosis (μGy)	Globaler Mittelwert (<i>'high gain'</i>)	Globaler Mittelwert (<i>'low gain'</i>)	Normierungsfaktor
d		$d, t_E \Gamma_{gm}^h$	$d, t_E \Gamma_{gm}^l$	$d, t_E \Gamma_{gm}^h / d, t_E \Gamma_{gm}^l$
d_1	0,64	2580,02	267,43	7,7444
d_2	0,74	2951,32	380,89	7,7484
d_3	0,83	3341,98	431,40	7,7468
d_4	0,95	3777,28	487,76	7,7440
d_5	1,06	4260,53	550,07	7,7455
d_6	1,19	4773,92	616,32	7,7459
d_7	1,34	5387,16	695,45	7,7462
d_8	1,49	6009,58	775,69	7,7473
d_9	1,76	7082,35	914,23	7,7462
d_{10}	1,99	7938,25	1024,52	7,7482
d_{11}	2,21	8899,69	1147,91	7,7529
d_{12}	2,51	10068,54	1297,60	7,7593
			Mittelwert:	7,7488
			Absoluter Fehler (\pm):	0,0045

Tabelle 4.7: Normierungsfaktoren des 'DGR'-Modus für verschiedene Detektoreingangsdosen

Es existieren drei verschiedene Fälle bei der Kombination von jeweils einem Pixel mit niedriger Verstärkung (*'low gain'*) mit einem Pixel mit hoher Verstärkung (*'high gain'*):

1. Sowohl das 'low gain' als auch das 'high gain' Pixel sind gültig, d.h. das 'low gain' Pixel liefert noch ein akzeptables Signal-Rausch-Verhältnis (max. um den Faktor $\sqrt{3} \approx 1,7$ schlechter als das des 'high gain' Pixel) und das 'high gain' Pixel ist noch nicht gesättigt. Dabei wird vorausgesetzt, dass keines der beiden Pixel zu der Gruppe der defekten Pixel gehört. Beide Pixel tragen mit gleicher Gewichtung zum kombinierten Pixel bei. $C_n(u, v)$ steht dabei für das n -te kombinierte Einzelbild der 2D-Bildserie:

$$C_n(u, v) = \frac{\omega, \delta, \gamma I_n^{lh}(u, v) + \omega, \delta, \gamma I_n^{ll}(u, v)}{2} \quad (4.36)$$

Dies ist der Idealfall, da durch die Mittelung der beiden Pixelintensitäten das Signal-Rausch-Verhältnis des kombinierten Pixels erhöht wird.

2. Ist hingegen das 'high gain' Pixel bereits gesättigt, so kann es nicht zur Kombination verwendet werden. Das kombinierte Pixel entspricht dann dem 'low gain' Pixel:

$$C_n(u, v) = \omega, \delta, \gamma I_n^{ll}(u, v) \quad (4.37)$$

Das Signal-Rausch-Verhältnis des kombinierten Pixels entspricht folglich dem des 'low gain' Pixel.

3. Ist die einfallende Dosis auf die beiden Pixel so gering, dass das Signal-Rausch-Verhältnis des 'low gain' um mehr als den Faktor $\sqrt{3} \approx 1,7$ schlechter ist als das des 'high gain', macht eine Kombination der beiden Pixel keinen Sinn. Das Signal-Rausch-Verhältnis des kombinierten Pixel wäre schlechter als das des 'high gain' Pixels. Dies gilt vor allem im vom Elektronikrauschen dominierten Dosisbereich, denn das reine Elektronikrauschen des 'low gain' ist um etwa den Faktor 6 größer als das des 'high gain' (► **Kap. 2.1.1**). Erst bei ausreichender Dosis, also im vom Quantenrauschen dominierten Dosisbereich gleichen sich die Signal-Rausch-Verhältnisse einander an. Unterhalb dieser $\sqrt{3}$ -Grenze wird folglich nur das 'high gain' Pixel verwendet:

$$C_n(u, v) = \omega, \delta, \gamma I_n^{lh}(u, v) \quad (4.38)$$

Das Signal-Rausch Verhältnis des kombinierten Pixels entspricht folglich dem des 'high gain' Pixel.

Ergebnis:

- Die beiden 14bit Bilder für 'high gain' bzw. 'low gain' wurden zu einem einzigen Bild mit vergrößertem Dynamikbereich (17bit) kombiniert.
 - Die Defektpixel aus den beiden Teilbildern wurden zu einer Defektpixelkarte des kombinierten Bildes ergänzt.
-

Anmerkungen zur praktischen Umsetzung:

- Die Systemdosis (oder Detektoreingangsdosis) bei der 3D-Bildgebung sollte also (wenn möglich) so hoch gewählt werden, dass auch das dunkelste Pixel noch oberhalb der $\sqrt{3}$ -Grenze liegt. Dann kann das Signal-Rausch-Verhältnis durch Kombination weiter erhöht werden.
 - Da die dazu nötige Ausgangsdosis allerdings objektabhängig ist, kann es bei sehr dichten Objekten vorkommen, dass sie so hoch wäre, dass es an den Objekträndern bereits zur Sättigung der 'low gain' Pixel kommt. Damit wäre für diese Bereiche keinerlei Information zur Verfügung, was erhebliche Auswirkung auf das 3D-Ergebnis für diese Bereiche zur Folge hat. In der praktischen Umsetzung kann es daher sein, dass ein Kompromiss getroffen werden muss zwischen optimaler Dosis innerhalb des Objekts und Objektrand.
-

4.4.6 Lag-Kompensation ('lag correction')

Die Lag-Kompensation wird als fünfter Schritt auf die bereits korrigierte und kombinierte Bildserie $C_n(u, v)$ angewendet. Sie kann bis zu einer Ordnung K erfolgen, wenn die relativen Lagwerte $\Lambda_{\text{rel}}^1, \dots, \Lambda_{\text{rel}}^K$ bekannt sind, und das erste Bild der Serie lagfrei ist:

$$\lambda C_n(u, v) = \frac{C_n(u, v)}{1 + \sum_{k=1}^K \Lambda_{\text{rel}}^k} - \sum_{k=1}^K \Lambda_{\text{rel}}^k \cdot \lambda C_{n-k}(u, v) \quad (4.39)$$

Der Minuend erhöht das Signal um den Betrag der im aktuellen Bild durch Besetzen der Elektronen von Fehlstellen (engl. 'trapping') fehlt. Der Subtrahend verringert das Signal um die jeweiligen Anteile, die durch wieder frei werdende Elektronen (engl. 'de-trapping') aus den vorhergehenden Bildern rühren.

Für eine Hellbildserie mit konstanter Dosis bedeutet das, dass die Intensität I_0 innerhalb der Bildserie so lange ansteigt, bis der Anteil des 'trapping' Prozesses im aktuellen und der des 'de-trapping' Prozesses der vorhergehenden Bilder gerade gleich groß ist. Diese Zeitspanne entspricht genau der Abklingdauer des Lag-Effektes.

Aus ► **Equ. 4.39** geht weiter hervor, dass zur Kompensation eines Bildes alle vorhergehenden Bilder lagfrei sein müssen. Enthält das erste Bild keine Anteile aus vorhergehenden Bildern (Minuend ist gleich Null) so kann es korrigiert werden. Für das zweite Bild steht damit ein lag-freies erstes Bild zur Korrektur zur Verfügung, und es kann ebenfalls korrigiert werden, usw. Durch diese rekursive Subtraktion kann somit die komplette Bildserie korrigiert werden.

Ergebnis:

- Die Bildserie ist 'lag'-frei.
 - Lediglich die Defektpixel beeinträchtigen noch die Bildqualität.
-

Anmerkungen zur praktischen Umsetzung:

- In der Praxis sind nur die Auswirkungen bis Ordnung $K = 6$ relevant. Relative Lagwerte höherer Ordnungen verschwinden im Elektronikrauschen und können daher nicht mehr gemessen werden.
 - Das erste Bild kann immer dann als lagfrei angenommen werden, wenn länger als eine halbe Minute keine Strahlung detektiert wurde. Dann verschwinden selbst die Restsignale für die Sättigungsdosis im Elektronikrauschen, sind also nicht mehr nachweisbar.
-

4.4.7 Defektpixel-Kompensation ('defect pixel correction')

Zur Vollständigkeit sei als letzter Schritt noch die Defektpixel-Kompensation (engl. '*defect pixel correction*') erwähnt. Eine genaue Beschreibung der Kriterien für das Auffinden von Defektpixel ist nicht Fokus dieser Arbeit. Auf das generelle Prinzip sei trotzdem hingewiesen:

In jedem Schritt der Kalibrierung (► **Kap. 4.3**), bei dem Basiskalibrierkarten (Offset- bzw. Empfindlichkeits-Karten) erstellt werden, kann prinzipiell nach defekten Pixeln gesucht werden. Sowohl die Mittelwerts-Matrizen als auch die Standardabweichungs-Matrizen eignen sich hervorragend um alle möglichen Defekte (► **Kap. 2.1.4**) zu lokalisieren. Da die Kalibrierung nur in größeren Abständen (z.B. 3 Monaten) erfolgt, spricht man auch von einer statischen Defektpixel-Erkennung.

Da bei der Bildgebung stets eine gültige Offset-Karte erzeugt werden muss, kann diese ebenfalls auf neu hinzugekommene Defekte untersucht werden. Weil das Offset-Update zeitnah und periodisch erfolgt, spricht man auch von einer dynamischen Defektpixel-Erkennung.

Im Allgemeinen müssen die defekten Bereiche durch eine bi-lineare Interpolation korrigiert werden. Im Falle des Varian PaxScan 4030CB reicht schon ein 3x3 Medianfilter aus, da nach Herstellerspezifikation keine Defektpixel-Cluster erlaubt sind.

4.4.8 Optional: Rauschreduktion ('de-noising')

Durch die vorangehende Konditionierung (► **Kap. 4.4**) der Bildserie wurden im Idealfall alle korrelierten Rauschstrukturen (► **Abb. 2.1**) entfernt. Je nach Anwendungsfall oder gewünschter Bildqualität können nun Methoden zur Unterdrückung von unkorreliertem Rauschen angewendet werden.

Im weiteren Rahmen dieser Arbeit wurden drei unterschiedliche Rauschreduktionsansätze untersucht und ausgewertet:

Multi-Skalen-Analyse (engl. '*multi scale analysis*', *MSA*) Prinzip ist eine Multi-Skalen-Zerlegung (Gauß und Laplace Pyramide) des Bildes. Auf den unterschiedlichen Skalen wird ein adaptiver Filter angewandt, bevor daraus wieder das Ausgangsbild rekonstruiert wird. Details finden sich in [31, 4].

Unabhängige Komponentenzerlegung (engl. '*independent component analysis*', *ICA*) Das multivariante Verfahren projiziert die Daten in einen höherdimensionalen Raum. Rauschen breitet sich im gesamten Raum aus, während die relevante Information auf einen Unterraum beschränkt bleibt. Durch Rückprojektion des Unterraums bleiben die Daten erhalten und das Rauschen wird reduziert. Details finden sich in [36, 35].

Rauschreduktion nach Hoeschen Das Verfahren basiert auf einer Wavelet-Zerlegung mit anschließender Filterung der nicht-korrelierten Strukturen. Die gefilterten Teilbilder werden anschließend wieder zum Gesamtbild rekonstruiert. Details finden sich in [31].

Eine ausführliche Beschreibung der Ergebnisse findet sich ebenfalls in [31]. Kurz zusammengefaßt sei hier nur, dass die '*MSA*' am Performantesten ist und gleichzeitig gute Ergebnisse liefert. Die '*ICA*' liefert die beste Qualität bzgl. Rauschreduktion, braucht allerdings sehr lange für die Berechnung. Sie ist damit in der Praxis momentan nicht geeignet. Die Rauschreduktion nach Hoeschen liefert quantitative gute Ergebnisse bei mittlerer Rechenzeit. Die Rauschcharakteristik wird allerdings durch das Verfahren stark geändert (Flockenbildung), sodass die Bildqualität subjektiv als schlechter empfunden wird.

Kapitel 5

Beurteilung des Modells hinsichtlich Bildqualität

[In diesem Kapitel werden die Verbesserungen in der Bildqualität durch Anwendung des neuen Modells auf verschiedene Datensätze demonstriert. Als Beispiele dienen Hellbildserien, Phantomdaten sowie reale Patientendaten, wie sie in einer klinischen Evaluierung aufgenommen wurden.]

5.1 Kenngrößen der Bildqualität

Um die Einflüsse auf die Bildqualität auch quantitativ auswerten zu können, müssen geeignete Kenngrößen bestimmt werden, die eine Aussage über die Auflösbarkeit des Ortes und des vorhandenen Kontrasts zulassen. Zusätzlich nimmt der Artefakt-Level, also die ungewollte Verfälschung der Bilder durch eine nicht ideale Abbildung, Einfluss auf die erreichbare Bildqualität.

5.1.1 Ortsauflösung

Um die Ortsauflösung (engl. 'spatial resolution') quantitativ zu erfassen, hat sich die Modulationstransferfunktion (MTF) als Mittel der Wahl etabliert. Da sie für die weiteren Auswertungen ein wichtiges Instrument darstellt, ist ihre Theorie im Folgenden kurz aus [10, 3] zusammengefasst.

Jedes Eingangssignal $q_{\text{in}}(x)$ erfährt beim Durchlaufen durch ein reales System S eine zusätzliche Unschärfe am Ausgang $q_{\text{out}}(x)$:

$$q_{\text{out}}(x) = S\{q_{\text{in}}(x)\} \quad (5.1)$$

Bei einem bildgebenden System, wie z.B. einem Flachdetektor, führt dies zu einer Einschränkung der Erkennbarkeit nahe beieinander liegender Objekte, also der Ortsauflösung.

Handelt es sich bei dem System um ein lineares System, so ist auch die Signalantwort linear bzgl. jeder Eingangsstimulation $q_{\text{in}}^1(x)$, $q_{\text{in}}^2(x)$:

$$\begin{aligned}
S\{q_{\text{in}}^1(x) + q_{\text{in}}^2(x)\} &= S\{q_{\text{in}}^1(x)\} + S\{q_{\text{in}}^2(x)\} \\
S\{\alpha \cdot q_{\text{in}}(x)\} &= \alpha \cdot S\{q_{\text{in}}(x)\}
\end{aligned} \tag{5.2}$$

Die Eingangsfunktion $q_{\text{in}}(x)$ entspricht einer Faltung von sich selbst mit der Delta-Funktion:

$$q_{\text{in}}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} q_{\text{in}}(x') \delta(x - x') dx' \tag{5.3}$$

Die Impulsantwort $p(x, x')$ wird definiert als die Antwort auf eine delta-förmige Eingangsstimulation:

$$p(x, x') = S\{\delta(x - x')\} \tag{5.4}$$

Damit kann die Ausgangsfunktion $q_{\text{out}}(x)$ mit Hilfe der Ausdrücke ► **Equ. 5.2 - 5.4** folgendermaßen geschrieben werden:

$$q_{\text{out}}(x) = S\{q_{\text{in}}\} = \int_{-\infty}^{\infty} q_{\text{in}}(x') S\{\delta(x - x')\} dx' = \int_{-\infty}^{\infty} q_{\text{in}}(x') p(x, x') dx' \tag{5.5}$$

Handelt es sich bei dem linearen System um ein verschiebungsinvariantes System (engl. *'shift invariant system'*), so vereinfacht sich die Impulsantwort weiter $p(x, x')$. Eingangs-Delta-Funktion für verschiedene Stellen x_0 bzw. x_1 auf der x-Achse führen zu gegeneinander verschobenen Impulsantworten $p(x - x_0)$ bzw. $p(x - x_1)$:

$$\begin{aligned}
p(x, x_0) &= S\{\delta(x - x_0)\} = p(x - x_0) \\
p(x, x_1) &= S\{\delta(x - x_1)\} = p(x - x_1)
\end{aligned} \tag{5.6}$$

Diese haben allerdings, im Gegensatz zu nicht verschiebungsinvarianten Systemen, die gleiche Form, sodass sich die Impulsantwort $p(x, x')$ vereinfacht zu einer Funktion $p(x)$ mit nur einer unabhängigen Variablen. Diese Funktion $p(x)$ ist eine komplette Beschreibung der Übertragung einer beliebigen Eingangsfunktion $q_{\text{in}}(x)$ durch ein lineares, verschiebungsinvariantes System. Sie wird daher auch Punktausbreitungsfunktion (engl. *'point spread funktion'*) genannt.

Für ein lineares, verschiebungsinvariantes System mit der Punktausbreitungsfunktion $p(x)$ läßt sich somit die Beziehung zwischen Eingangsfunktion $q_{\text{in}}(x)$ und Ausgangsfunktion $q_{\text{out}}(x)$ folgendermaßen zusammenfassen:

$$q_{\text{out}}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} q_{\text{in}}(x') p(x - x') dx' \quad (5.7)$$

Mathematisch entspricht dies einer Faltung der Eingangsfunktion $q_{\text{in}}(x)$ mit der Punktausbreitungsfunktion $p(x)$:

$$q_{\text{out}}(x) = q_{\text{in}}(x) \otimes p(x) \quad (5.8)$$

Benutzt man die Fouriertransformierten $Q_{\text{in}}(u)$, $Q_{\text{out}}(u)$, $P(u)$ der Eingangs-, Ausgangs- und Punktausbreitungsfunktion und wendet das Faltungs-Theorem an, so ergibt sich eine einfache Multiplikation. u gibt dabei die Frequenz an:

$$Q_{\text{out}}(u) = Q_{\text{in}}(u) \cdot P(u) \quad (5.9)$$

Die Fouriertransformierte der Punktausbreitungsfunktion $P(u)$ wird auch System-Transfer-Funktion genannt. Der Wert bei der Nullfrequenz der System-Transfer-Funktion $P(0)$ wird als System Verstärkungsfaktor G bezeichnet. Er entspricht gerade der Fläche unter der Punktausbreitungsfunktion im Ortsraum:

$$G = P(0) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x) dx \quad (5.10)$$

Skaliert man die System-Transfer-Funktion mit dem inversen Verstärkungsfaktor $1/G$ so erhält man die Optische-Transfer-Funktion $O(u)$:

$$O(u) = \frac{P(u)}{P(0)} = \frac{P(u)}{G} \quad (5.11)$$

Die Modulations-Transfer-Funktion (MTF) $MTF(u)$ in Abhängigkeit von der Frequenz u ist definiert als der Betrag der Optischen-Transfer-Funktion $O(u)$ bei der Frequenz u :

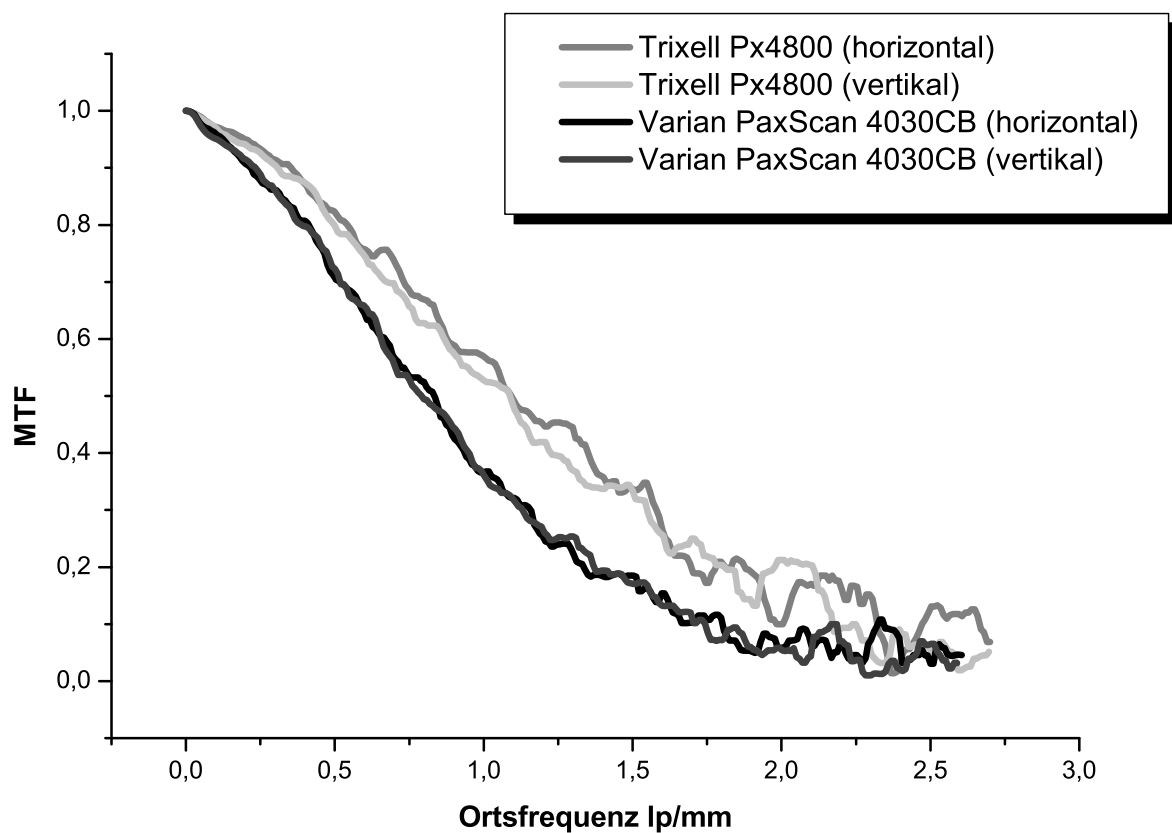
$$MTF(u) = |O(u)| = \frac{|P(u)|}{G} \quad (5.12)$$

Die MTF ist damit immer real und erfüllt eine Skalierungsbedingung im Ursprung. Für 2D-Projektionsbilder ist ihr typischer Verlauf streng monoton fallend vom Maximumwert ($\equiv 1$) am Ursprung bis hin zu Null bei einer oberen Grenzfrequenz.

Für den Fall der 2D-Bildgebung ist die MTF eine Funktion der horizontalen Frequenz u und der vertikalen Frequenz v :

$$MTF(u, v) = |O(u, v)| = \frac{|P(u, v)|}{G} \quad (5.13)$$

Bei der praktischen Bestimmung der MTF-Kurve eines Flachdetektors wird meist das Projektionsbild eines Kantenphantoms ausgewertet [24, 12, 11]. Durch Ableitung der Kantenausbreitungsfunktion (engl. 'edge spread function') kann die Punktausbreitungsfunktion bestimmt werden. Mit ► **Equ. 5.10 - 5.12** kann daraus die MTF in horizontal oder vertikale Richtung bestimmt werden (► **Abb. 5.1**).



Modus Details	Trixell	Varian
Pixelgröße	185µm	194 µm
Binning	2x2	2x2
Sensitivität	15 LSB/nGy	17 LSB/nGy
Kapazität	0,3 pF	0,5 pF
Analoge Verstärkung	6	4

Die kleineren Pixel des Trixell Detektors bringen einen Vorteil bzgl. der Ortsauflösung des Detektors. Seine MTF Kurve liegt sowohl für die horizontale als auch vertikale Richtung oberhalb der des Varian Detektors. Die kleineren Pixel wirken sich allerdings negativ auf das Signal-Rausch-Verhältnis aus.

Abbildung 5.1: MTF-Kurven für zwei Detektoren mit unterschiedlicher Pixelgröße

5.1.2 Kontrastauflösung

Der Begriff des Kontrasts (engl. 'contrast') bzw. der Kontrastauflösung (engl. 'contrast resolution') wird in der Literatur unterschiedlich definiert. Um Missverständnissen vorzubeugen, wird die Verwendung des Begriffs genauer festgelegt:

Physikalischer Kontrast Als physikalischer Kontrast werden die reproduzierbaren Unterschiede innerhalb der physikalischen Eigenschaften eines Objekts bezeichnet. Der physikalische Kontrast ist folglich immer durch das Objekt vorgegeben. Im Fall der Röntgenbildung wird er durch die unterschiedlichen energieabhängigen Absorptionskoeffizienten ($\mu(E)$) an verschiedenen Positionen festgelegt.

Kontrast des Strahlungsfeldes Im Strahlungsfeld entstehen, bedingt durch den physikalischen Kontrast des Objekts, Änderungen in der Energie-Fluß-Dichte, was zu einem Schattensmuster hinter dem Objekt führt. Diese reproduzierbaren Änderungen gegenüber dem unveränderten Strahlungsfeld vor dem Objekt werden als Kontrast im Strahlungsfeld (C) bezeichnet. Die Strahlqualität legt somit den Kontrast im Strahlungsfeld für ein bestimmtes physikalisches Objekt fest.

Bildkontrast Als Bildkontrast werden die reproduzierbaren Änderungen der Intensitäten (I) innerhalb eines Bildes bezeichnet, wie sie das bildgebende System in der Lage ist, aus dem Kontrast im Strahlungsfeld zu generieren.

In Hellbildern gibt es aufgrund des fehlenden Objektes keinen Bildkontrast. Dennoch gibt die dosisabhängige Schwankung σ der einzelnen Intensitäten um die mittlere Ausgangsintensität I_0 einen Anhaltspunkt auf die Fähigkeit des Gesamtsystems, den physikalischen Kontrast eines Objektes abzubilden. Das dosisabhängige Verhältnis von mittlerer Ausgangsintensität I_0 zum Schwanken σ wird als Signal-Rausch-Verhältnis (engl. 'signal-noise-ratio' oder kurz 'SNR') bezeichnet. Die Angabe kann dabei entweder als reiner Zahlenwert oder aber in der Signalverarbeitung üblichen Einheit dB (Dezibel) angegeben werden:

$$SNR = \frac{I_0}{\sigma} = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{I_0}{\sigma} \right) \text{ dB} \quad (5.14)$$

In der Praxis ergibt sich für die 'SNR'-Kurve eines Detektors meist ein wurzelförmiger Verlauf, d.h. bei 4-facher Dosis ergibt sich die doppelte Schwankung und damit eine Steigerung des 'SNR' um den Faktor 2. Dieses Verhalten entspricht der Natur des Quantenrauschens.

Eine Abschätzung für die Fähigkeit, den physikalischen Kontrast in Bildkontrast umzuwandeln, ergibt sich aus der komplettierten 'SNR'-Kurve. Angenommen die Strahlung erzeugt hinter dem Objekt auf zwei verschiedenen Wegen (s_1, s_2) durch ein inhomogenes Objekt aufgrund des physikalischen Kontrasts ($\mu_1(E), \mu_2(E)$) einen Kontrast im Strahlungsfeld (C_1, C_2). Dieser Kontrast im Strahlungsfeld wird durch den Detektor in Intensitäten I_1 und I_2 wiedergegeben. Diese beiden Signale können theoretisch nur dann völlig von einander getrennt werden,

wenn sich ihre Verteilungen nicht mehr überschneiden. Bei Gaußverteilungen wäre das mit über 99%-iger Sicherheit der Fall, wenn sich I_1 und I_2 mehr als die 3-fache Summe der beiden Standardabweichungen σ_1 und σ_2 unterscheiden. In diesem Fall wäre also das so definierte Kontrast-Rausch-Verhältnis (engl. 'contrast-noise-ratio' oder kurz 'CNR') größer als 3:

$$CNR = \frac{|I_1 - I_2|}{\sigma_1 + \sigma_2} > 3 \quad (5.15)$$

Unter Umständen können auch Intensitäten mit einem 'CNR' zwischen 1 und 3 unterschieden werden, allerdings nimmt die Wahrscheinlichkeit dafür entsprechend ab. Ist das 'CNR' hingegen deutlich kleiner als 1, so können beide Intensitäten nicht mehr unterschieden werden.

5.1.3 Detektierte Quanten Effizienz

Anhand von 'SNR'- und 'MTF'-Kurven lassen sich unterschiedliche Detektoren nur bedingt miteinander vergleichen. Aus diesem Grund wurde die Detektierte-Quanten-Effizienz (engl. 'detective quantum efficiency' oder kurz 'DQE') als die Kenngröße für die Qualität eines Detektors standardisiert.

Die frequenzabhängige 'DQE'-Kurve wird aus der Modulations-Transfer-Funktion (► **Equ. 5.16**) und dem Rauschleistungsspektrum (engl. 'noise power spectrum' oder kurz 'NPS') im Strahlungsfeld unmittelbar vor dem Detektor NPS_{in} und dem am Ausgang des Detektors NPS_{out} berechnet [10, 24, 3]:

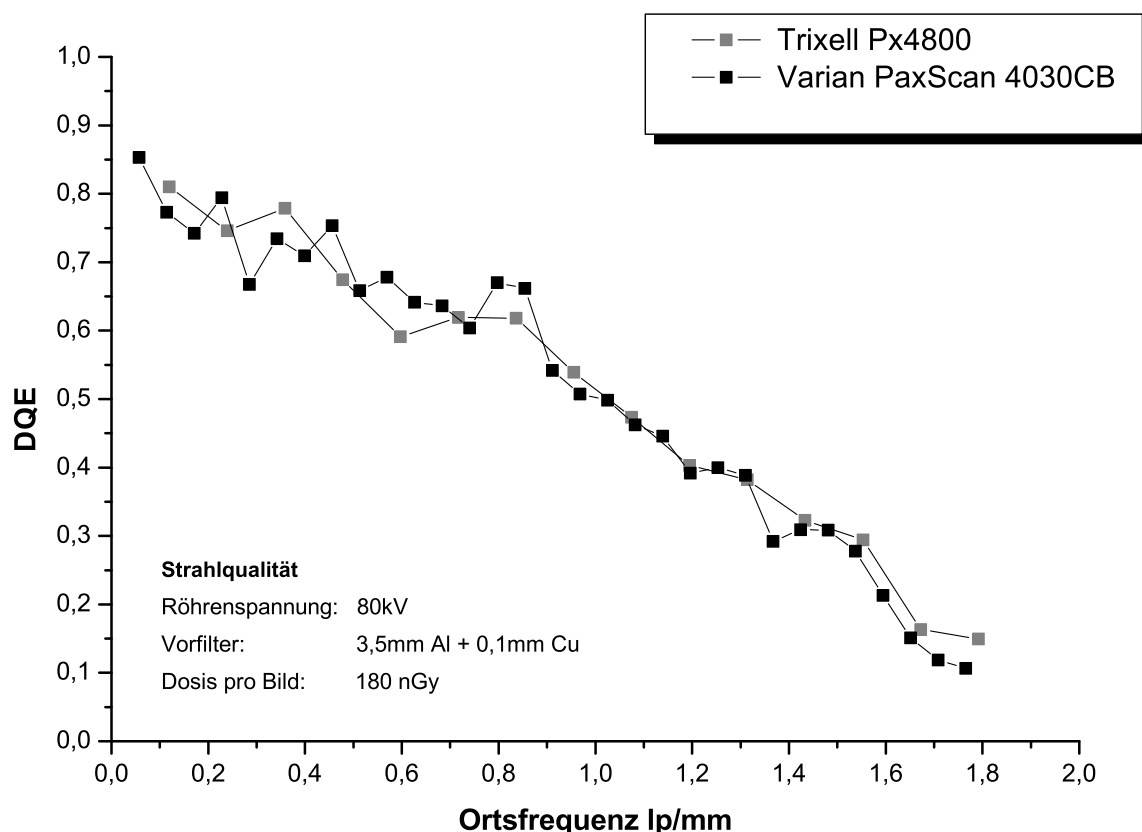
$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{NPS_{in}(u, v)}{NPS_{out}(u, v)} \quad (5.16)$$

Das Rauschleistungsspektrum am Eingang NPS_{in} wird aus dem gemessenen Luftkerma Wert K_{air} und dem quadrierten Signal-Rausch-Verhältnis pro Luftkerma SNR_{in}^2 berechnet [24]:

$$NPS_{in}(u, v) = K_{air} \cdot SNR_{in}^2 \quad (5.17)$$

Die Werte für SNR_{in}^2 finden sich für standardisierte Strahlqualitäten (z.B. RQA3, RQA5) ebenfalls in [24]. Das Rauschleistungsspektrum am Ausgang NPS_{out} wird durch Anwendung standardisierter Verfahren [24, 9] auf die kalibrierten Hellbildern bestimmt.

In ► **Abb. 5.2** sind als Beispiel zwei 'DQE'-Kurven für zwei Detektoren mit unterschiedlicher effektiver Pixelgröße ($194\mu m$ bzw. $185\mu m$) dargestellt. Die Kurven wurden gemäß den standardisierten Methoden erstellt, wie sie in [24, 59, 48] dokumentiert sind.



Modus Details	Trixell	Varian
Pixelgröße	185µm	194 µm
Binning	2x2	2x2
Sensitivität	15 LSB/nGy	17 LSB/nGy
Kapazität	0,3 pF	0,5 pF
Analoge Verstärkung	6	4

Die 'DQE'-Kurven beider Detektoren sind über den ganzen Frequenzbereich miteinander vergleichbar. Der Vorteil der besseren Ortsauflösung ('MTF'-Kurve) des Trixell Detektors wird durch das schlechtere Rauschleistungsspektrum ('NPS') wieder aufgehoben. Es hängt daher von der Anwendung ab (Fluoroskopie, Digitale Radiographie), welcher Detektor besser geeignet ist.

Abbildung 5.2: DQE-Kurven für zwei Detektoren mit unterschiedlicher Pixelgröße

5.1.4 Artefaktlevel

Neben den quantifizierbaren Kenngrößen der Bildqualität (► **Kap. 5.1.1 - 5.1.3**) sind, besonders bei der medizinischen Bildgebung, die Artefakte entscheidend für die klinische Beurteilung bzw. Diagnose. Die Definition des Artefaktbegriffes ist dabei nicht ganz einfach. Theoretisch könnte man beispielsweise jede Abweichung des 3D-Rekonstruktionsergebnisses von dem tatsächlichen Schwächungskoeffizienten als Artefakt bezeichnen. Bei dieser engen Grenze, wären aber so gut wie alle Voxel eines rekonstruierten 3D-Volumens betroffen. In der Praxis hat man sich daher darauf geeinigt, dass nur die Abweichungen als Artefakt bezeichnet werden, die klinisch relevant sind, d.h. die Beurteilbarkeit der klinischen Fragestellung einschränken. Die Quantifizierbarkeit ist im Allgemeinen recht schwierig. Nur spezielle Artefakte wie z.B. feste Hintergrundstrukturen, lassen sich durch Untersuchung ihrer Verteilung quantifizieren und mit den statistischen Rauschanteilen vergleichen. Meist werden die Artefakte allerdings durch das

Objekt selbst hervorgerufen und lassen sich daher nicht anhand spezieller Phantome quantitativ auswerten. Die Ursachen für Artefakte können im Wesentlichen in vier Gruppen aufgeteilt werden: System Design, Röntgenstrahlerzeugung, Detektor und Objekt/Patient.

System Design (SD) Die Wahl, die geometrische Anordnung sowie die mechanische Stabilität der verwendeten Komponenten (Röntgenstrahler, Detektor, C-Bogen, usw.) nimmt Einfluß auf mögliche Artefakte:

- Es muss sichergestellt werden, dass durch die Fokusbreite, Strahlgeometrie und Pixelgröße des Detektors das Abtasttheorem von Shannon [54] erfüllt ist. Ansonsten kann es bei Unterabtastung zu Alias-Effekten (engl. *'aliasing'*) kommen [8]. Gleiches gilt bei der Wahl eines Streustrahlrasters. Um Moiré-Effekte zu vermeiden, müssen die Rasterparameter der Pixelgröße angepaßt werden.
- Die Wahl der Detektorgröße und die Strahlgeometrie bestimmt bei einem isozentrischen C-Bogen das maximale Rekonstruktionsvolumen. Es ist gerade das Volumen, das von jeder Projektion aus gesehen werden kann. Liegen Objekte außerhalb dieses Volumens, so werden sie in einigen Projektionen abgeschnitten (engl. *'truncation'*). Diese hat zum einen die Folge, dass ihre Rekonstruktion unvollständig ist. Diese Bereiche sind daher von der klinischen Beurteilung auszuschließen. Zum anderen wird durch den plötzlichen Abfall am Rand des 2D-Projektionsbildes durch den Rekonstruktionsfilter ein massives Überspringen erzeugt, was zu Abschattungs-Artefakten (engl. *'shading'*) an den abgeschnittenen Bereichen im 3D-Volumen führt. Dies kann durch Anpassung eindimensionaler CT-Algorithmen [16, 29, 33, 18, 39] auf den zweidimensionalen CBCT Fall reduziert werden.
- Für einen minimal vollständigen 3D-Datensatz (engl. *'minimal complete dataset'*) sind 180° plus Öffnungswinkel an Orbitalrotation nötig. Wird dieses Kriterium nicht erfüllt, so fehlen unwiederbringlich Informationen aus diesen Richtungen, was Strich-Artefakte (engl. *'streaking'*) zur Folge hat.
- Die mechanische Stabilität des Systems beeinflusst die Strahlgeometrie und damit auch das 3D-Rekonstruktionsergebnis. Bei Änderungen gegenüber der Referenzgeometrie werden Fehler bei der Rückprojektion gemacht, da eine ungültige Strahlgeometrie angenommen wird. Dies führt zwangsläufig zu einer Verschlechterung der Ortsauflösung im 3D-Volumen.

Röntgenstrahlerzeugung (RS) Die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Röntgenstrahlers, also Hochspannungsgenerator und Röntgenröhre, können ebenfalls zu Artefakten führen:

- Neben der gewollten Strahlung werden auch noch verschoben gegenüber dem eigentlichen Fokus Röntgenquanten generiert (engl. *'off focus radiation'*). Ursache dafür sind im Wesentlichen Sekundärelektronen und Feldemissionselektronen, wobei erstere dominant sind [25]. Im 2D-Projektionsbild bedingt dies einen zusätzlichen Signalhintergrund. Trotz geringer Intensität kann dies zu einem Verlust der Erkennbarkeit von Objekten mit niedrigem Kontrast und *'shading'* im 3D-Volumen führen.

Um diesen Effekt zu verhindern, sollte Kollimator so nahe wie möglich an der Drehanode montiert sein.

- Unzureichende Stabilität der Strahlqualität (Röhrenspannung, Röhrenstrom, Vorfiltrierung) kann ebenfalls zu Artefakten führen. Da Flachdetektoren ein unterschiedliches Ansprechverhalten gegenüber verschiedenen Röntgenspektren zeigen, können Streifenartefakte im 2D-Projektionsbild und daraus folgende Ring- oder Bandartefakte (engl. *'ring/band artifacts'*) im 3D-Volumen auftreten.
- Weiter nimmt die Planlaufeigenschaft der Drehanode Einfluß auf die Reproduzierbarkeit und Homogenität des Strahlungsfeldes. Starke Schwankungen führen zu einer unterschiedlich starken Ausprägung des *'heel effect'* von 2D-Projektionsbild zu 2D-Projektionsbild. Die Empfindlichkeits-Kalibrierung erfährt an diesen Stellen einen größeren Fehler und es kommt zur Gradientenbildung. Die Schwankungen des Röhrenfokus reduzieren außerdem die erreichbare Ortsauflösung [20, 22].

Detektor (FD) Der Flachdetektor selbst trägt ebenfalls aufgrund seiner physikalischen Eigenschaften dazu bei, dass sowohl im 2D-Projektionsbild, als auch im 3D-Volumen, Artefakte vorkommen können. Speziell diese sollen durch das neue Kalibrier- und Konditionierungsmodell (► **Kap. 4**) vermieden werden:

- Durch den Dunkelstromanteil entsteht ein Signalhintergrund mit fester Struktur (► **Kap. 2.1.2**). Abhängig von dessen Größe im Vergleich zu den nicht korrelierten Rauschanteilen, macht sich dieser in den 2D-Projektionsbildern bemerkbar. Im 3D-Volumen hätte dies Ring- oder Bandartefakte zur Folge.
- Ähnliches gilt für die Empfindlichkeit jedes einzelnen Pixels. Selbst nach Offset-Korrektur verbleiben, meist zu der Anordnung der Ausleseverstärker korrelierte, Strukturen (► **Kap. 2.1.3**). Im 3D-Volumen ergäben diese wiederum Ring- oder Bandartefakte.
- Die Tatsache, dass sowohl Dunkelstrom als auch Empfindlichkeit von der Temperatur abhängen (► **Kap. 2.2.2**), verschärft die Situation für mobile C-Bogen Systeme. Hier kann aus rein praktischen Gründen keine aktive Kühlung oder Temperierung eingesetzt werden.
- Die Eigenschaft des Nachleuchtens (► **2.1.5**) führt zu Schattenbilder und demnach zu einer Verschmierung und Objektüberlagerung in 2D. Reduzierte Ortsauflösung im 3D-Volumen ist die unmittelbare Folge [50, 57].
- Da sich die Signalantwort der einzelnen Pixel im Laufe der Zeit durch Alterungseffekte (Schädigung durch Strahlung, Reduktion der Quantenausbeute, etc.) ändert, wird auch die ursprüngliche Kalibrierung mit der Zeit unbrauchbar. Die Homogenität eines kalibrierten 2D-Hellbildes ist durch Streifenartefakte und Gradientenbildung gestört. Diese übertragen sich bei 3D-Rekonstruktion und bilden wiederum Ring- oder Bandartefakte.

Objekt/Patient (OP) Trotz sorgfältigem System-Design, der Auswahl des Röntgenstrahlers und einem ideal kalibrierten Detektor, kann es objektbedingt zu einer Beeinträchtigung der Bildqualität durch zusätzliche Artefakte kommen:

- Abhängig von der Energiedichte des Strahlungsfeldes werden die Röntgenquanten überwiegend durch den Compton-Effekt innerhalb des Objektes gestreut. Diese Generation von Flachdetektoren ist nicht energiedispersiv, sondern integriert lediglich die Quanten über einen gewissen Zeitraum. Somit können gestreute Quanten (engl. *'scattered photons, scattering'*) nicht von den Primärphotonen unterschieden werden, und werden teilweise als falscher Signalhintergrund mitdetektiert. Einbußen im Signal-Rausch-Verhältnis sind die Folge. Abhilfe schafft ein möglichst großer Abstand vom Detektor. Ist dies nicht möglich, so kann durch geeignete Streustrahlraster versucht werden, den Anteil der gestreuten Photonen zu minimieren. Letzte Möglichkeit ist die Anwendung von Softwarealgorithmen basierend auf Simulationsmodellen [60, 43].
- Bei Durchgang der Strahlung durch das Objekt werden nicht nur Photonen gestreut, sondern sie können ihre Energie auch durch andere Art der Wechselwirkung (Photo-Effekt, Auger-Effekt) reduzieren oder komplett abgeben. So werden Photonen mit niedriger Energie bei vielen Materialien wegen des dominierenden Photo-Effekts stärker absorbiert als beispielsweise Photonen mit hoher Energie, bei denen bereits der Compton-Effekt überwiegt. Da das Ausgangsspektrum nicht monochromatisch ist, erzwingt das Objekt mit seinen energieabhängigen Schwächungskoeffizienten eine Änderung der Zusammensetzung des Röntgenspektrums. Diese Strahlauhfärtung (engl. *'beam hardening'*) bedingt eine zusätzliche Nicht-Linearität zwischen Eingangsintensität und detektiertem Signal. Während dieser Effekt im 2D-Projektionsbild kaum auffällt, kommt es bei homogenen Objekten im 3D-Volumen zu der typischen Gradientenbildern in Richtung der Bereiche, wo der Röntgenstrahl die längste Strecke durch das Objekt nehmen mußte. Verbesserung kann durch die Wahl passender Vorfilter erreicht werden [2, 26]. Meist sind allerdings zusätzliche Softwarekorrekturen nötig [20, 22, 28, 27, 23]
- Die Bewegung des Patienten kann ebenfalls die Bildqualität beeinflussen. Zwar wirkt sich dies im Falle der CBCT-Bildgebung nicht auf die einzelnen 2D-Projektionsbilder aus. (Die Pulsdauern von wenigen Millisekunden führen zu keiner nennenswerten Ortsunschärfe.) Von Bild zu Bild können diese allerdings dramatisch sein, sodass in der 3D-Rekonstruktion eine deutliche Verschlechterung der Orts- und Kontrastauflösung sichtbar wird. Vor allem bei aktiver Atmung und in Regionen in der Nähe des schlagenden Herzens ist die Verschlechterung enorm. Abhilfe kann in diesem Fall nur eine kurzzeitige Einstellung der Atmung und eine Triggerung der Röntgenpulse mit dem Herzschlag schaffen.
- Ist die Änderung des Schwächungskoeffizienten innerhalb eines kleinen Bereiches sehr stark, so werden durch den Rekonstruktionsfilter starke Überschwinger an diesen Übergängen generiert. Im 3D-Volumen kommt es zu Schattenartefakten in der Nähe dieser Bereiche. Ist der Schwächungskoeffizient zusätzlich noch sehr hoch, sodass im 2D-Projektionsbild kaum noch ein verwertbares Signal ankommt, so fehlt aus dieser Richtung für diesen Bereich die Information. Da dies meist für viele Projektionen gilt, entstehen im 3D-Volumen eine Vielzahl von Strichartefakten (engl. *'striking'*). In der Realität sind diese beiden Bedingungen fast immer für eingebrachtes Metall im Patienten erfüllt. Eine Vielzahl von Publikationen [15, 14, 45, 5, 21] beschäftigt sich mit diesem Problem vor allem bei der CT-Bildgebung.

Eine Kurzzusammenfassung der verschiedenen Artefakte, ihrer Ursachen und ihrer Auswirkungen auf 2D-Projektionsbilder sowie auf das 3D-Volumen ist in ► **Abb. 5.3** gegeben.

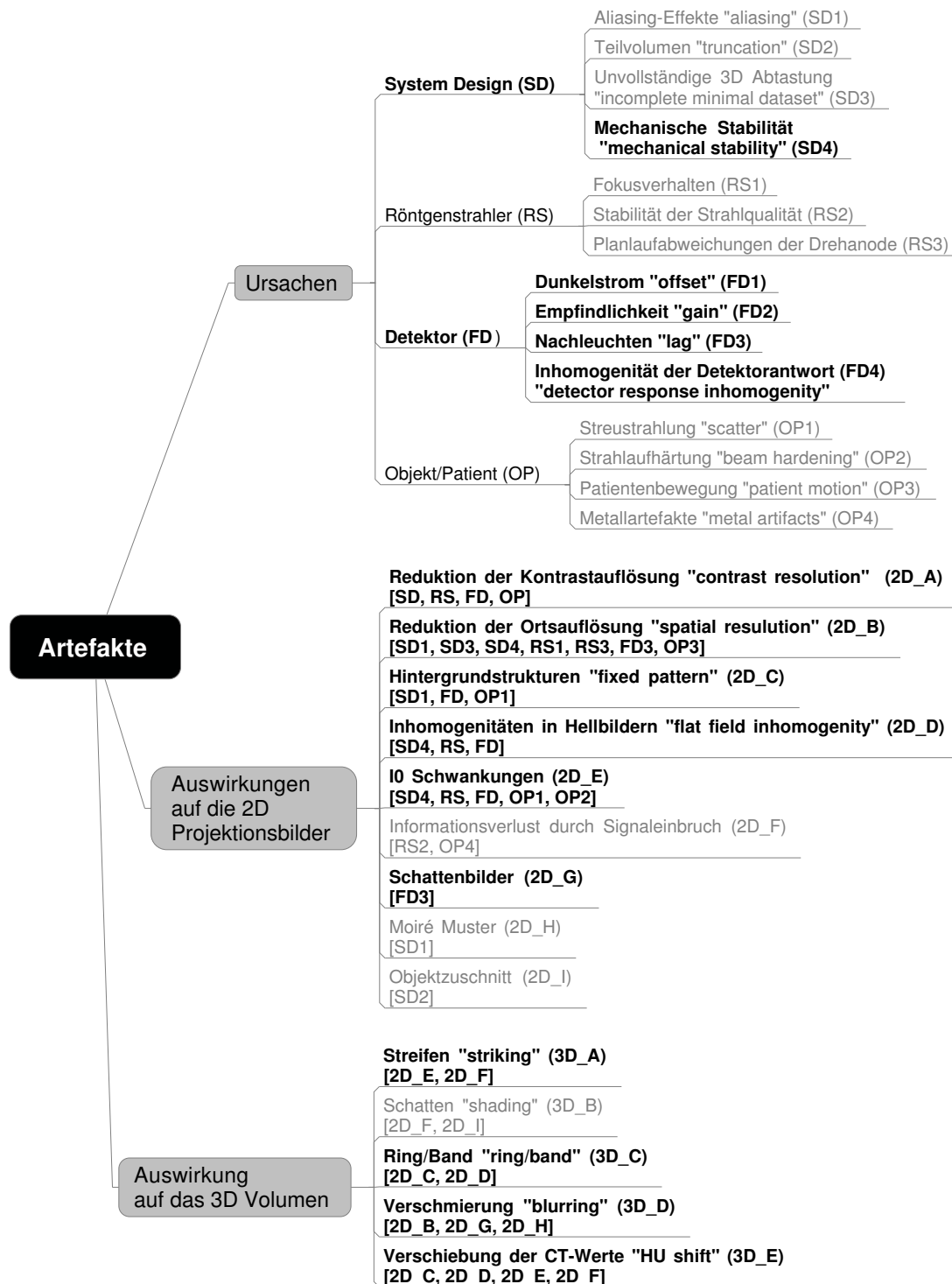


Abbildung 5.3: Artefakte in 2D/3D: Ursachen und Auswirkungen

5.2 Anwendung des Modells auf Hellbildserien

Ein ideales System (Strahlerzeugung und Detektor) liefert ohne Objekt im Strahlengang bei gleichmäßiger Ausleuchtung jederzeit, d.h. bei jeder beliebigen Dosis, jeder beliebigen Temperatur und jeder beliebigen Detektorlage, stets ein bis auf das Quantenrauschen homogenes Hellbild. Für ein reales System gilt dies nur eingeschränkt, da die Abhängigkeiten zusätzliche (korrelierte) Rauschanteile bedingen oder aber die Homogenität des Hellbildes beeinflussen. Die Qualität des Korrekturmodells wird daher bestimmt, wie nahe man nach Anwendung der Korrekturen dem idealem System kommt.

5.2.1 Wirkungsweise der Dunkelstrom-Kompensation

Ziel der Dunkelstrom-Kompensation ist es, die korrelierten Anteile des Elektronikrauschens (engl. *'fixed pattern'*) zu eliminieren.

Damit die Dunkelbild-Karte lediglich korrelierte Anteile und nicht noch statistisches Elektronikrauschen enthält, was bei späterer Subtraktion das Gesamtrauschen negativ beeinflussen würde, müssen diese Anteile durch Mittelung reduziert werden. Die Anzahl der nötigen Einzelbilder für die Erstellung der Dunkelbild-Karte hängt daher von der Höhe des statistischen Anteils des Elektronikrauschens ab. Im Idealfall werden die statistischen Anteile soweit reduziert, dass sie etwa dem Quantisierungsrauschen ($\triangleq 1,0LSB$) entsprechen.

Das statistische Elektronikrauschen wurde durch Subtraktion zweier aufeinanderfolgender Dunkelbilder für den *'high gain'* mit $\approx 3,8LSB$ und für den *'low gain'* mit $\approx 3,1LSB$ bestimmt. Unter Berücksichtigung des Kombinationsfaktors von $\approx 7,7$ (► **Tab. 4.7**) ist das statistische Elektronikrauschen des *'low gain'* damit $\approx 6,2$ mal so groß wie das des *'high gain'*. Im vom Elektronikrauschen dominierten Bereich (Niedrigdosis) liefert der *'low gain'* daher ein wesentlich schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis als der *'high gain'*.

Um ein statistisches Rauschen einer Einzelmessung mit einer Standardabweichung von 3,1 auf eine Standardabweichung unter 1,0 zu reduzieren, müssen ca. 16 unabhängige Einzelmessungen vollzogen werden. Für den *'high gain'* sollten daher zur Erstellung der Dunkelbild-Karte mindestens 16 Einzelbilder (besser 32) gemittelt werden. Für den *'low gain'* würden theoretisch 10 Einzelbilder ausreichen, um die Quantisierungsgrenze zu erreichen. Da beide Dunkelbildserien im Dual-Gain-Modus simultan aufgenommen werden, ergibt sich daraus kein echter Optimierungsvorteil.

Zusammenfassung:

- Eine optimal offset-korrigierte Dunkelbildserie enthält lediglich den statistischen Anteil des Elektronikrauschens.
- Bei einer Hellbildserie werden durch die Offset-Kompensation die korrelierten Rauschanteile des Elektronikrauschens (engl. *'fixed pattern'*) entfernt.

5.2.2 Wirkungsweise der Empfindlichkeits-Kompensation

Ziel der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation ist es durch einen dosisabhängigen pixel-individuellen Gain-Faktor korrelierte Rauschanteile in den Hellbildern zu verhindern.

Bei einer herkömmlichen 'gain'-Kompensation wird nur an einer bestimmten DosisEinstellung (ca. 30% des Dynamikbereichs) eine Empfindlichkeits-Karte erstellt. Dabei wird angenommen, dass die so ermittelten Gain-Faktoren auch für den restlichen Dynamikbereich gültig sind. Mit anderen Worten: Es wird eine 100% Linearität zwischen einfallender Intensität und erzeugtem digitalen Signal angenommen. Für einen realen Detektor ist dieser Zusammenhang nicht erfüllt, da beispielsweise die Kennlinie der Photodiode nicht linear ist und es so zu Sättigungseffekten im oberen Drittel des Dynamikbereiches kommt. Im unteren Drittel des Dynamikbereiches ist die Linearität besser erfüllt. Allerdings können auch hier, wie später gezeigt, geringe Abweichungen, bedingt durch die Ausleseelektronik, zu korrelierten Rauschanteilen führen. Diese werden dann bei entsprechender Mittelung sichtbar. Dies gilt besonders für den Fall der 3D-Bildgebung. Während die 2D-Projektionsbilder anscheinend keine Artefakte aufweisen, werden im 3D-Volumen z.B. Ringartefakte sichtbar. Diese rühren von korrelierten Strukturen in den 2D-Projektionsbildern, die aufgrund des dominierenden Quantenrauschens dort nicht zu erkennen sind.

In ► **Abb. 5.4** ist das Signal-Rausch-Verhältnis für ein bereits kombiniertes Hellbild des Dual-Gain-Modus dargestellt. Das beste Ergebnis wird erreicht, wenn man alle Empfindlichkeits-Karten bei der Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation (► **Kap. 4.3.2** bzw. ► **Kap. 4.4.4**) berücksichtigt. Dieser Verlauf dient somit als Referenzkurve. Wird hingegen nur an einer Stützstelle (z.B. d_4 oder d_9 , ► **Tab. 4.7**) eine Empfindlichkeits-Karte erstellt, so wird auch nur bei dieser Dosis der SNR-Wert der Referenzkurve erreicht. Für kleinere bzw. größere Dosisstufen weicht der SNR-Wert hingegen sehr schnell wieder stark von der Referenzkurve ab. Berücksichtigt man beide Dosisstufen d_4 und d_9 für die Kompensation, so erreicht man an beiden Stützstellen den Referenzwert. Für Dosisstufen kleiner als d_4 folgt der SNR-Wert im Wesentlichen der d_4 -Kurve für Dosisstufen größer als d_9 der d_9 -Kurve. Zwischen den Stufen d_4 und d_9 erreicht der SNR-Wert zwar nicht den Referenzwert, ist aber sowohl größer wie bei der d_4 -Kurve als auch bei der d_9 -Kurve. Dies wird nochmals deutlich in ► **Abb. 5.4**. Hier sind auch die relativen Abweichungen von der Referenzkurve für die drei verschiedenen Stützstellenkombinationen illustriert.

Folgerung:

- Durch die Hinzunahme von Stützstellen kann das Signal-Rausch-Verhältnis an eben diesen Stützstellen auf das Referenzniveau gebracht werden.
- Zwischen den Stützstellen wird das Referenzniveau nicht komplett erreicht, verbessert sich aber mit kleiner werdenden Abständen der Stützstellen.
- Die kleinste Stützstelle bestimmt den Verlauf des SNR-Wertes für noch geringere Dosen, die größte Stützstelle den Verlauf für noch höhere Dosen.
- Lage und Anzahl der Stützstellen entscheiden damit über die Qualität der Kompensation in den 2D-Projektionsbildern.

Ursache für den Einbruch des Signal-Rausch-Verhältnisses sind korrelierte Rauschanteile, die sich ergeben, wenn es zur eigentlichen Dosis im Hellbild keine passende Dosisstufe und damit passende Empfindlichkeits-Karte gibt. In der Realität (2D-Bildgebung, geringe Bildmitteilung) sind diese Rauschanteile in den 2D-Projektionsbildern vernachlässigbar gegenüber dem statistischen Quantenrauschen. Bei entsprechender Mittelung werden sie allerdings sichtbar. ► **Abb. 5.5, 5.6** zeigen ein Einzelbild einer kombinierten Hellbildserie des Dual-Gain-Modus bei Dosis d_9 einmal mit passender (d_9), und einmal mit unpassender (d_1) Empfindlichkeits-Karte. In den Einzelbildern ist kaum ein Unterschied zu bemerken. Wird aber über 60 Bilder gemittelt, so werden die statistischen Rauschanteile reduziert und die korrelierten Anteile sichtbar. In dem passenden Fall sind auch in dem gemittelten Bild keinerlei Strukturen zu erkennen. Im unpassenden Fall hingegen werden die korrelierten Strukturen deutlich sichtbar.

Diese korrelierten Strukturen innerhalb der 2D-Projektionsbilder übertragen sich durch die gefilterte Rückprojektion auf das 3D-Volumen. So werden aus den Streifenstrukturen im 2D-Ringstrukturen in axialer Richtung innerhalb des 3D-Volumens. ► **Abb. 5.7-5.9** zeigt ein Beispiel für die zentrale axiale Schicht ($S=192$) eines Volumens der Größe $512 \times 512 \times 384$. Berücksichtigt man nur eine Schicht, so sind die korrelierten Rauschanteile bei mit unpassender Empfindlichkeitskarte (d_4) kalibrierten Hellbildserien (d_1, d_{11}) noch nicht oder schwer zu erkennen. Werden allerdings in orthogonaler z-Richtung mehrere Schichten gemittelt (engl. *'thick multi-planar re-fraction'* oder kurz *'thick MPR'*), so werden die Artefaktstrukturen deutlich (► **Abb. 5.7-5.9**).

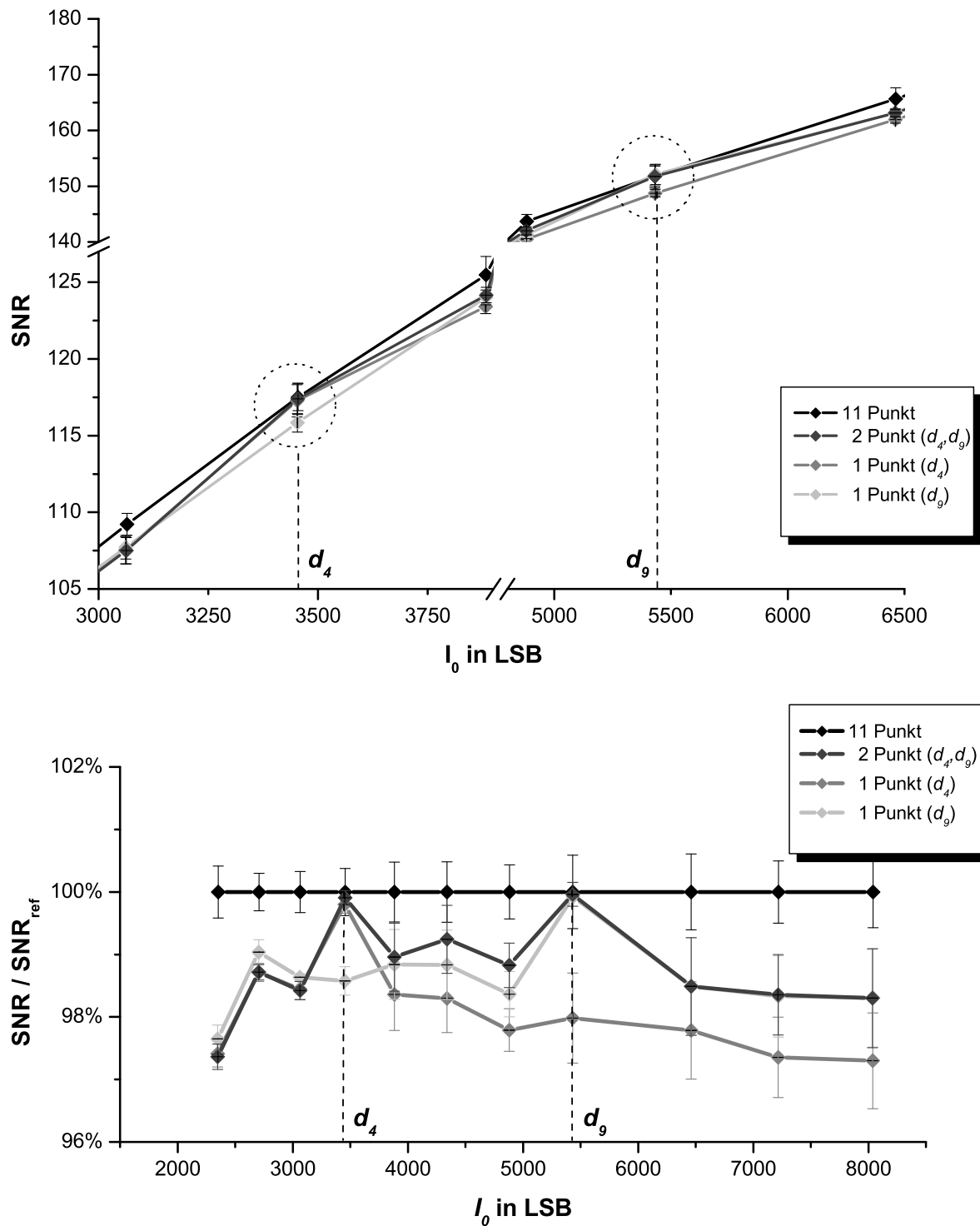
Folgerung:

- Die streifenförmigen korrelierten Rauschanteile in den 2D-Projektionsbildern führen zu axialen Ringartefakten im rekonstruierten 3D-Volumen.
- Lage und Anzahl der Stützstellen der Empfindlichkeits-Kompensation entscheiden damit über die Qualität bzw. den Artefaktlevel des rekonstruierten 3D-Volumens.

Die Linearität der Signalantwort des jeweiligen Detektormodus auf die einfallenden Röntgenquanten ist damit ausschlaggebend, wie viele Stützstellen ausgewählt werden müssen, und wie sie auf den Dynamikbereich zu verteilen sind. Im Niedrigdosisbetrieb (z.B. Fluoroskopie) reichen wenige Stützstellen, da das Quantenrauschen ohnehin dominant ist. Bei der 3D-Weichteilbildgebung hingegen wirken sich die korrelierten Strukturen viel drastischer aus, sodass die pixelindividuelle Signalantwort durch viele Stützstellen charakterisiert werden muss.

Zusammenfassung:

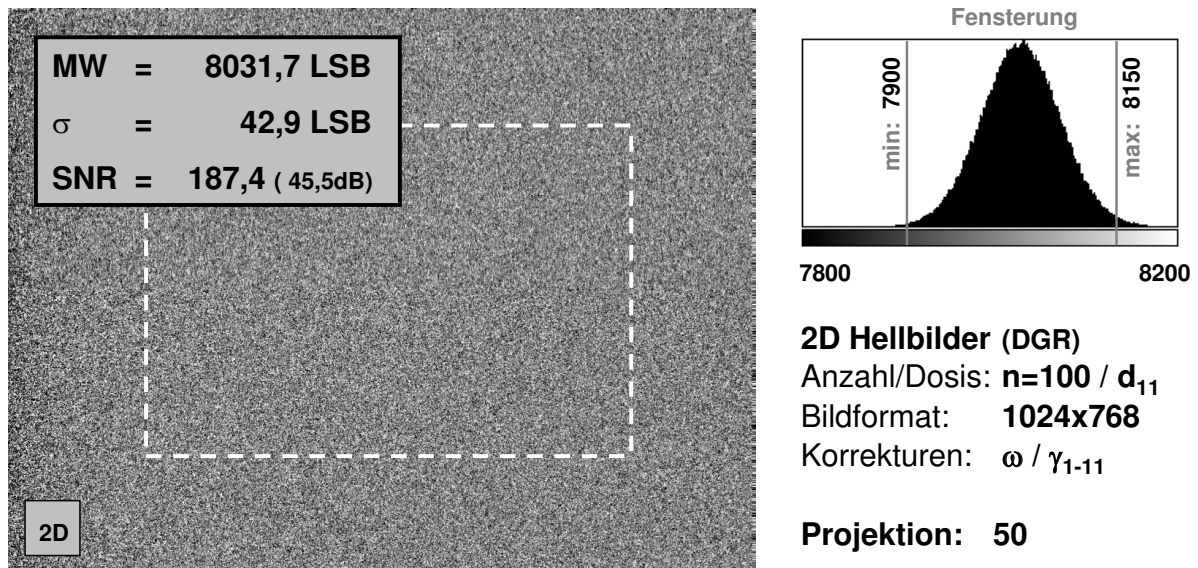
- Durch eine Empfindlichkeits-Kompensation mit mehreren geeigneten Stützstellen können die korrelierten Strukturen in den 2D-Projektionsbildern reduziert werden.
- Eine geeignete Empfindlichkeits-Kompensation mit mehreren Stützstellen ist nötig, um Ringartefakte in 3D Rekonstruktionen zu vermeiden.



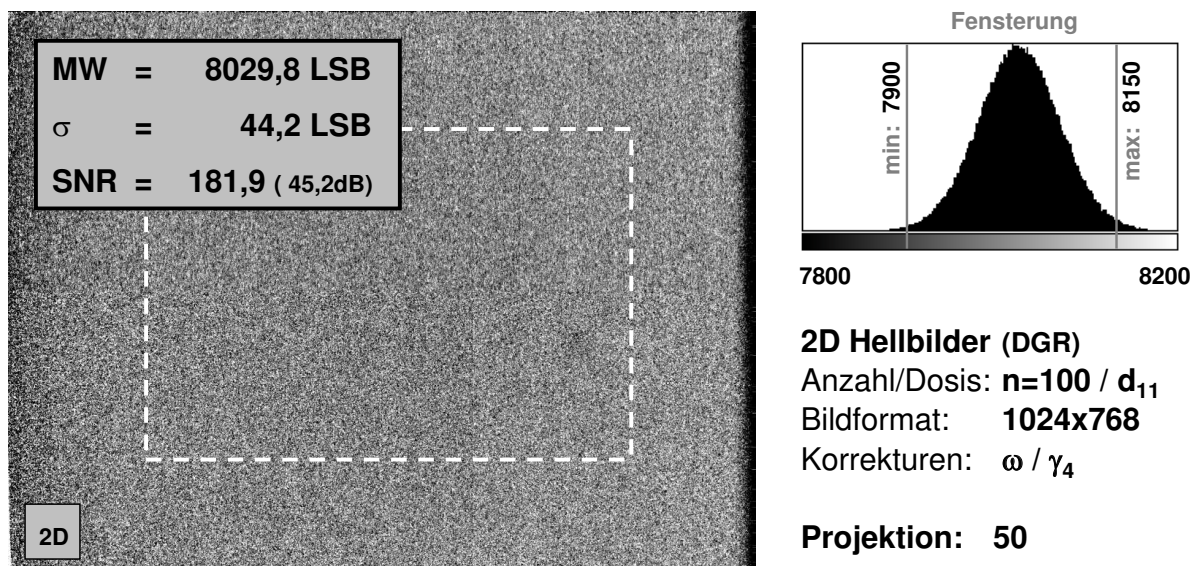
Nimmt man den SNR-Verlauf der Mehr-Punkt Kalibrierung als Referenz, so zeigt sich, dass dieser Wert bei einer Ein-Punkt Kalibrierung nur dann erreicht wird, wenn Aufnahmedosis und Kalibrierdosis übereinstimmen. Je größer die Differenz ist, umso stärker nimmt das SNR ab. Verwendet man zwei Stützstellen, so werden an diesen Stellen die Referenzwerte erreicht. Zwischen den beiden Stützstellen ergibt sich ein Verlauf, der besser ist als der, bei der Verwendung von nur einer der beiden Stützstellen.

Abbildung 5.4: Abweichung des Signal-Rausch-Verhältnisses bei Ein-Punkt Kalibrierung von der Referenzkurve bei Mehr-Punkt Kalibrierung

Einzelbild einer DGR-Hellbildserie, aufgenommen bei der Dosisstufe d_{11} nach Korrektur mit den Empfindlichkeits-Karten für alle verfügbaren Dosisstufen d_1, \dots, d_{11} bzw. nur für die Dosisstufe d_4 :



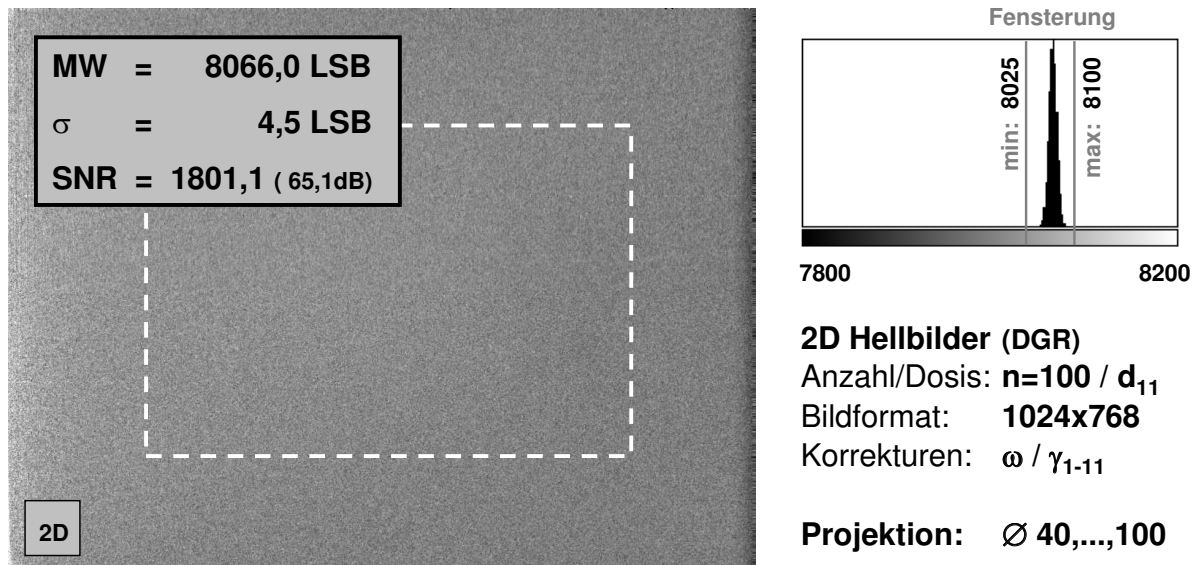
Mehr-Punkt-Korrektur, $d_1 - d_{11}$: Im korrigierten und kombinierten DGR-Hellbild mit passender Karte sind keine korrelierten Rauschstrukturen sichtbar. Das Signal-Rausch-Verhältnis hängt nur vom statistischen Quantenrauschen ab.



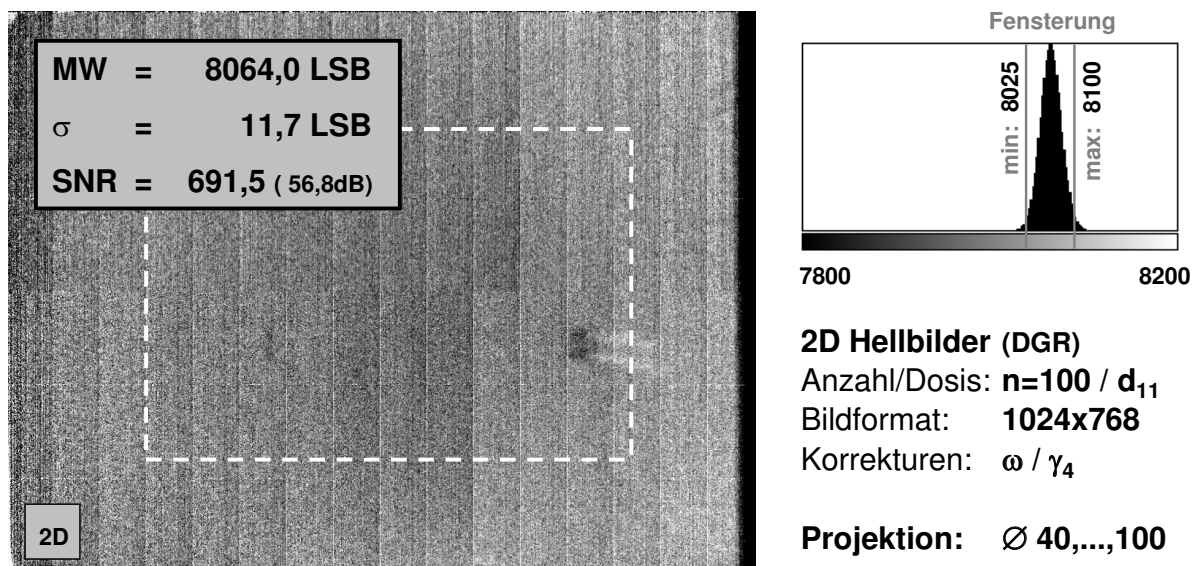
Ein-Punkt-Korrektur, d_4 : Wird eine unpassende Karte zur Korrektur gewählt, so deuten sich bereits in einem einzelnen Projektionsbild streifenförmige korrelierte Strukturen an. Das Signal-Rausch-Verhältnis nimmt dadurch ab.

Abbildung 5.5: Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf ein einzelnes Hellbild

Mittelung einer DGR-Hellbildserie, aufgenommen bei der Dosisstufe d_{11} nach Korrektur mit den Empfindlichkeits-Karten für alle verfügbaren Dosisstufen d_1, \dots, d_{11} bzw. nur für die Dosisstufe d_4 :



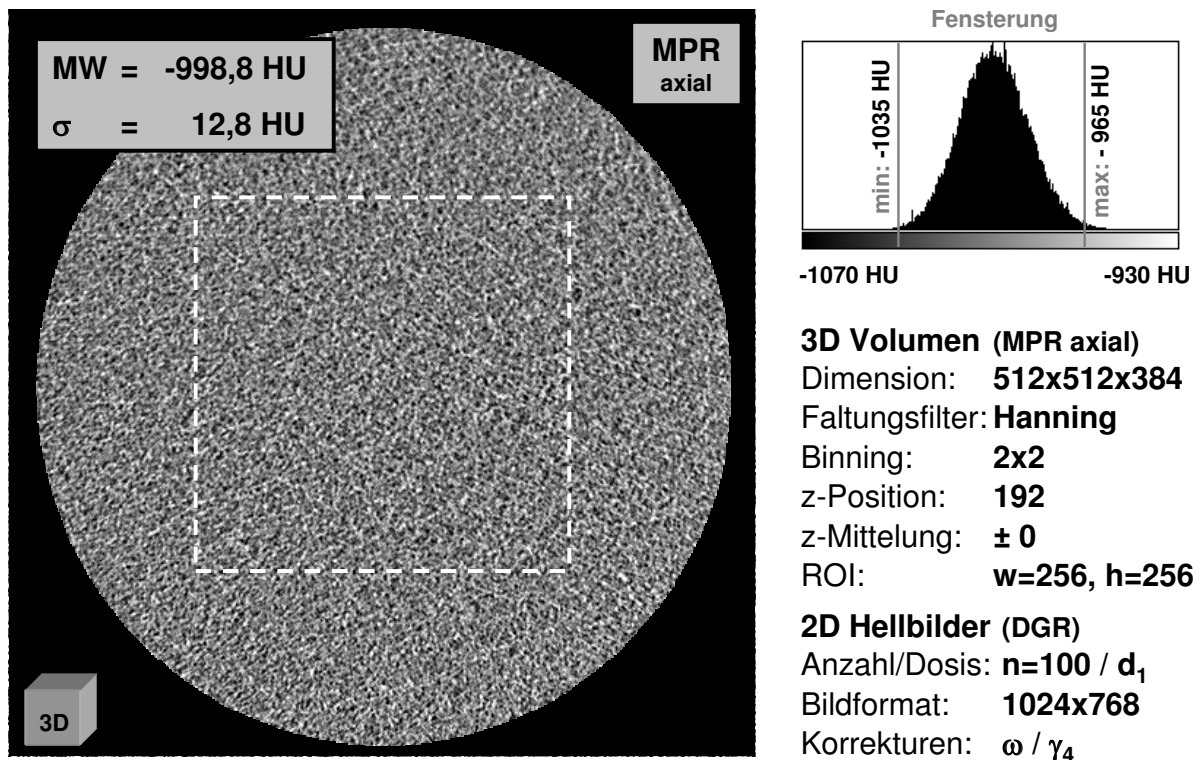
Mehr-Punkt-Korrektur, $d_1 - d_{11}$: Im korrigierten und kombinierten DGR Hellbild mit passender Karte sind auch bei starker Mittelung keine korrelierten Rauschstrukturen sichtbar. Das Signal-Rausch-Verhältnis hängt wiederum nur vom Quantenrauschen ab.



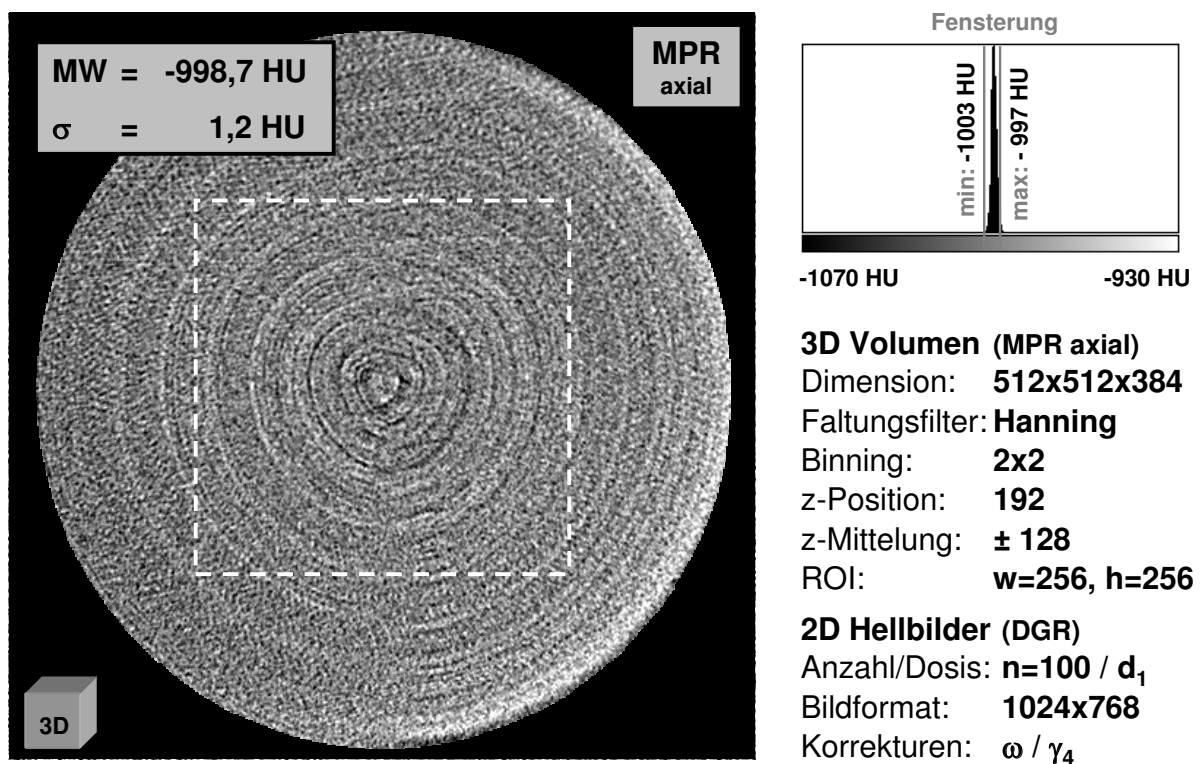
Ein-Punkt-Korrektur, d_4 : Wird eine unpassende Karte zur Korrektur gewählt, so werden bei starker Mittelung die korrelierten Strukturen dominant. Das Signal-Rausch-Verhältnis bricht dadurch ein. Bei einer 3D-Rekonstruktion erzeugen diese korrelierten Streifenmuster Ringartefakte in axialer Richtung innerhalb des 3D-Volumens.

Abbildung 5.6: Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf ein gemitteltes Hellbild

1. Fall: Die Aufnahmedosis der 100 DGR-Hellbilder (d_1) ist kleiner als die Dosis der Kalibrierkarte (d_4):



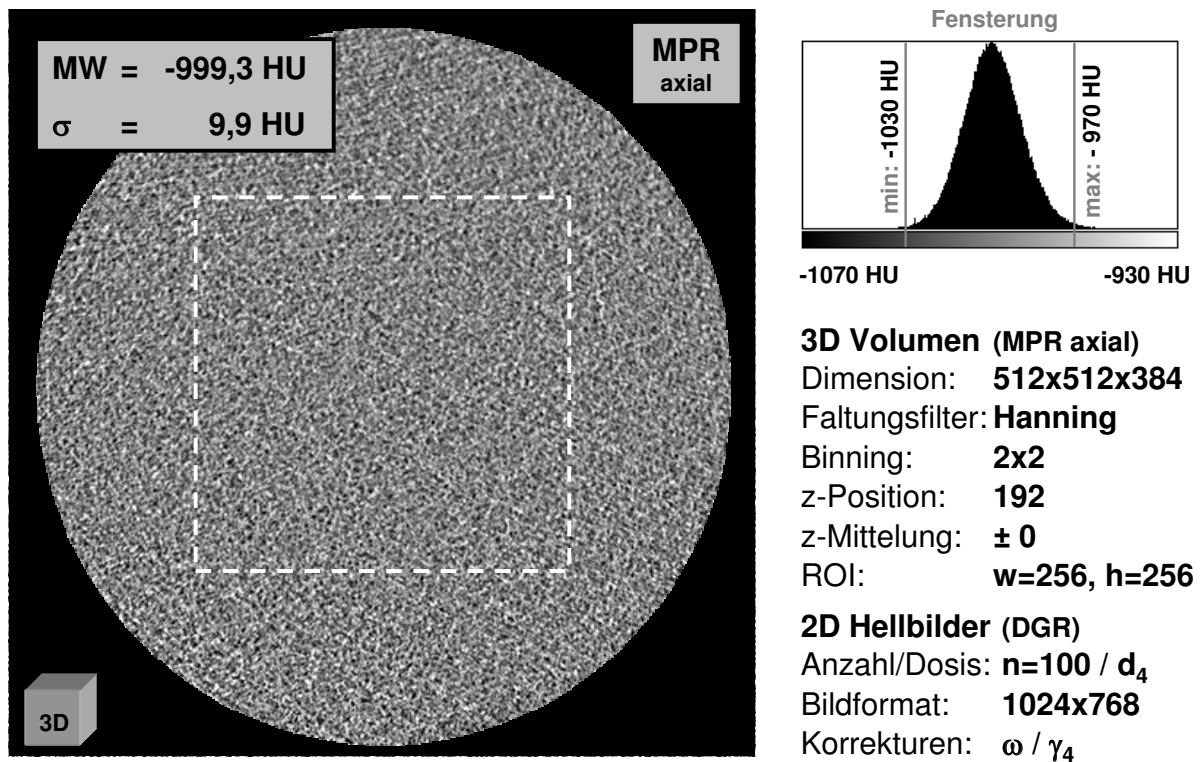
Axiale Schicht (ungemittelt): In der zentralen axialen 3D-Schicht sind kaum korrelierte Rauschstrukturen zu erkennen.



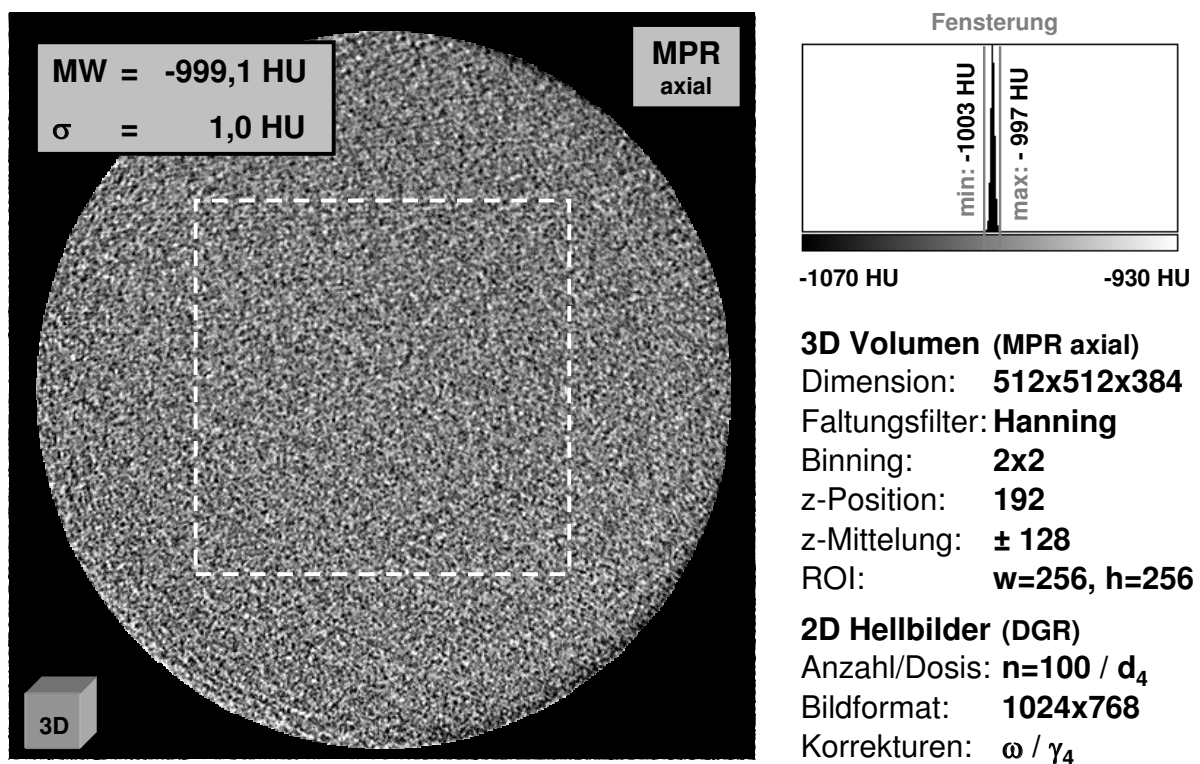
Axiale Schicht (gemittelt): Durch Mittelung in z-Richtung wird das Quantenrauschen reduziert, und damit korrelierte Rauschstrukturen sichtbar.

Abbildung 5.7: Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf das 3D-Ergebnis (1. Fall: Kalibrierdosis d_4 , Aufnahmedosis d_1)

2. Fall: Die Aufnahmedosis der 100 DGR-Hellbilder (d_4) entspricht der Dosis der Kalibrierkarte (d_4):



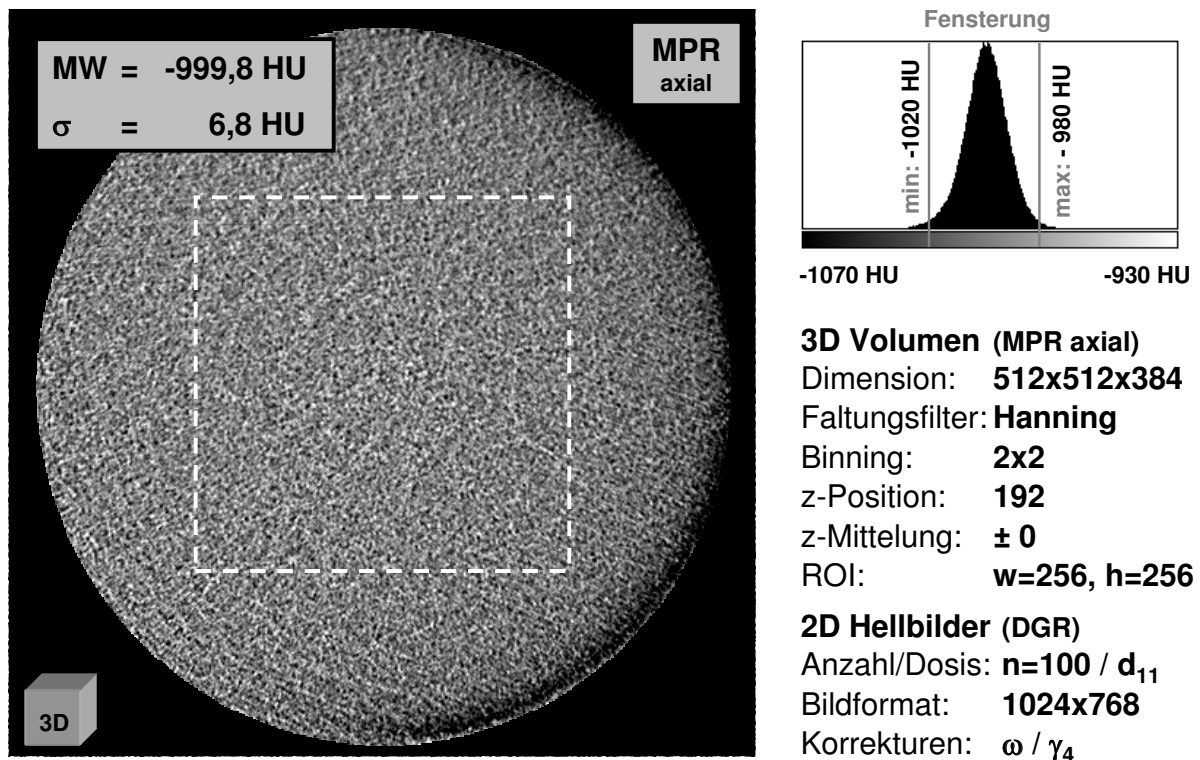
Axiale Schicht (ungemittelt): In der zentralen axialen 3D-Schicht sind keinerlei korrelierte Rauschstrukturen zu erkennen.



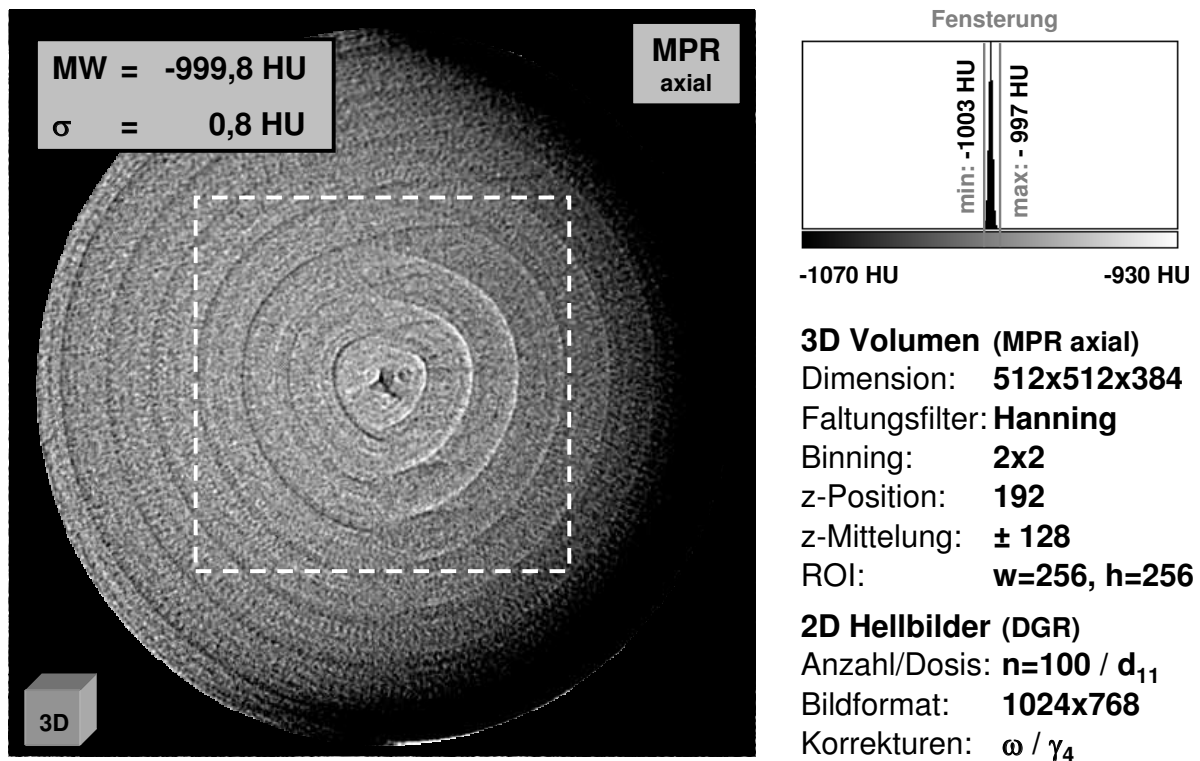
Axiale Schicht (gemittelt): Trotz Reduktion des Quantenrauschens durch Mittelung sind keine korrelierten Rauschstrukturen erkennbar.

Abbildung 5.8: Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf das 3D-Ergebnis (2. Fall: Kalibrierdosis d_4 , Aufnahmedosis d_4)

3. Fall: Die Aufnahmedosis der 100 DGR-Hellbilder (d_{11}) ist größer als die Dosis bei der Kalibrierkarte (d_4):



Axiale Schicht (ungemittelt): In der zentralen axialen 3D-Schicht deuten sich bereits erste Artefakte an (Schwärzung des rechten Randes).



Axiale Schicht (gemittelt): Durch Mittelung in z-Richtung wird das Quantenrauschen reduziert, und weitere korrelierte Rauschstrukturen sichtbar.

Abbildung 5.9: Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf das 3D-Ergebnis (3. Fall: Kalibrierdosis d_4 , Aufnahmedosis d_{11})

5.2.3 Wirkungsweise der Kombination von Dual-Gain Bildern

Ziel der Kombination ist es, aus den beiden Teilbildern mit unterschiedlicher Verstärkung ein neues Bild mit gleicher Dimension, aber erhöhtem Dynamikbereich zu erstellen, unter der Nebenbedingung das Signal-Rausch-Verhältniss des kombinierten Bildes zu maximieren.

Die Kombination der beiden Teilbilder ('*high gain*' bzw. '*low gain*') des Dual-Gain-Modus erfolgt durch pixelweises Binning der entsprechenden Zeilen (► **Kap. 4.4.5**). Kombiniert man die Pixel der ersten Zeile des '*low gain*' mit denen der ersten Zeile des '*high gain*', so wird das Gesamttrauschen nicht um den theoretischen Faktor von weißem Rauschen reduziert (► **Abb. 5.10**). Für reines statistisches Rauschen würden die Quadrate der einzelnen Rauschanteile für '*high gain*' und '*low gain*' (σ_{high} bzw. σ_{low}) das Quadrat des theoretischen Gesamttrauschens σ_{th} ergeben:

$$\sigma_{th}^2 = \sigma_{high}^2 + \sigma_{low}^2 \quad (5.18)$$

In der Praxis ist dies jedoch nicht der Fall. Dies liegt zum einen an der Natur des Quantenrauschens. Es ist kein reines Pixelrauschen, sondern weist eine gewisse örtliche Korrelation auf. Dies zeigt sich in seiner grobkörnigen Struktur. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein benachbartes Pixel auch einen erhöhten bzw. erniedrigten Wert liefert ist daher größer, und der Fehler mittelt sich daher beim Binning weniger raus, wie bei reinem Pixelrauschen. Das Signal-Rausch-Verhältnis bleibt daher stets niedriger als die theoretischen Kurve, wie sie bei der Annahme von reinem Pixelrauschen simuliert wurde (► **Abb. 5.10**).

Hinzu kommt, dass die jeweiligen Zeilenpaare für die unterschiedlichen Verstärkungen durch den Auslesevorgang eine zusätzliche Korrelation haben. D.h. ist das Pixel in der '*high gain*' Zeile 1 erhöht, so ist mit hoher Wahrscheinlichkeit auch das Pixel in der '*low gain*' Zeile 1 erhöht (sog. Zeilenkorrelation). Werden beide nun kombiniert, so liegt das Ergebnis ebenfalls hinter dem erwarteten Wert zurück. Verschiebt man aber beispielsweise das '*high gain*' Bild um nur eine Zeile nach unten oder oben (engl. '*line shift*'), d.h. man kombiniert Zeile 1 des '*high gain*' mit Zeile 2 des '*low gain*' so wird die Zeilenkorrelation aufgehoben, und das so kombinierte Bild weist ein verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis auf (► **Abb. 5.10**).

Zusammenfassung:

- Der theoretische Verlauf des Signal-Rausch-Verhältnisses nach Kombination kann wegen der Natur des Quantenrauschens in der Realität nicht erreicht werden.
- Weitere Einbußen im Signal-Rausch-Verhältnis durch Zeilenkorrelation können durch Zeilenverschiebung kompensiert werden.
- Die Ortsauflösung nach Kombination wird bei der Verschiebung um nur eine Zeile nicht beeinflusst, da es egal ist ob man das '*high gain*' Pixel mit dem '*low gain*' Pixel darüber oder darunter kombiniert.

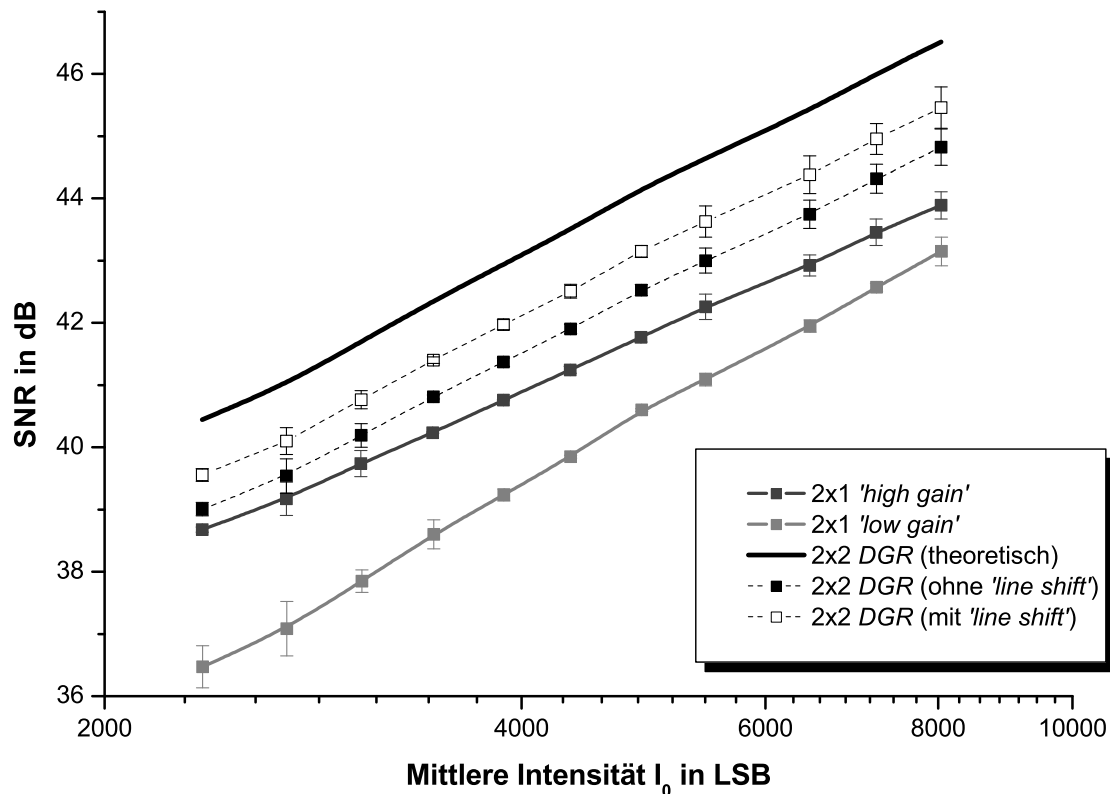


Abbildung 5.10: SNR-Verlauf für den 'DGR' Modus

5.2.4 Wirkungsweise der Delta-Kompensation

Ziel der Delta-Kompensation ist es, Änderungen der Detektorausleuchtung oder der Empfindlichkeit der Pixel bei der Empfindlichkeits-Kompensation zu berücksichtigen, um Inhomogenitäten oder Artefakte zu vermeiden.

Da die Empfindlichkeits-Karten nur für die Referenzstellung und den Referenzzeitpunkt gültig sind, müssen die Änderungen seit diesem Zeitpunkt bzw. bzgl. der Position (Orbitalwinkel) kompensiert werden. Vor der Empfindlichkeits-Kompensation werden daher alle Hellbilder mit der entsprechenden Delta-Matrix multipliziert (► **Kap. 4.4.2**).

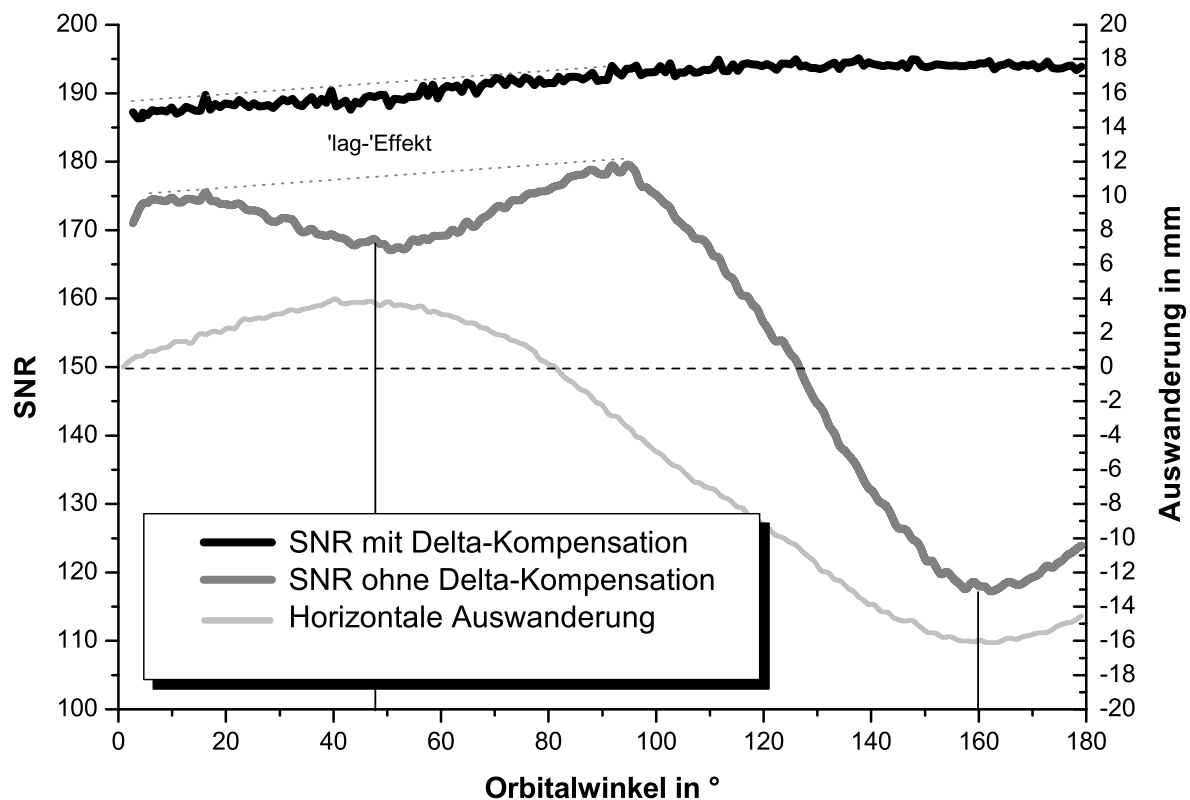
► **Abb. 5.11** zeigt die SNR-Kurve in Abhängigkeit von der Orbitalposition. Wie erwartet, korreliert es im unkorrigierten Fall mit der Auswanderung der Detektorausleuchtung (► **Kap. 2.2.1**).

Die Auswirkungen auf eine Hellbildserie unter einer Orbitalrotation sind in ► **Abb. 5.12** für den Orbitalwinkel 160° gezeigt. Ohne entsprechende Delta-Kompensation ergeben sich, abhängig von der Auswanderung der Detektorausleuchtung, Helligkeitsgradienten und zusätzliche Artefaktstrukturen. Besonders deutlich werden diese Effekte an den Bildrändern. Hier ist der Unterschied zwischen der kalibrierten Empfindlichkeit der einzelnen Pixel in Referenzstel-

lung und der bei den unterschiedlichen Orbitalwinkel am größten. Am rechten Bildrand wird der Effekt noch künstlich durch das Einwandern der Blende verstärkt. Die Artefakte in den 2D-Projektionsbildern wirken sich im Falle einer 'CBCT' Bildgebung entsprechend auf das 3D-Volumen aus. ► **Abb. 5.13** demonstriert die Einbußen an Bildqualität, falls keine zusätzliche Korrektur vorgenommen wird. Bei vorheriger Gewichtung mit den Delta-Matrizen für die entsprechende Orbitalrotation werden diese Effekte ausgeglichen, und es ergibt sich ein nahezu homogenes 2D-Hellbild mit reinem Quantenrauschen und ein entsprechend verbessertes 3D-Ergebnis.

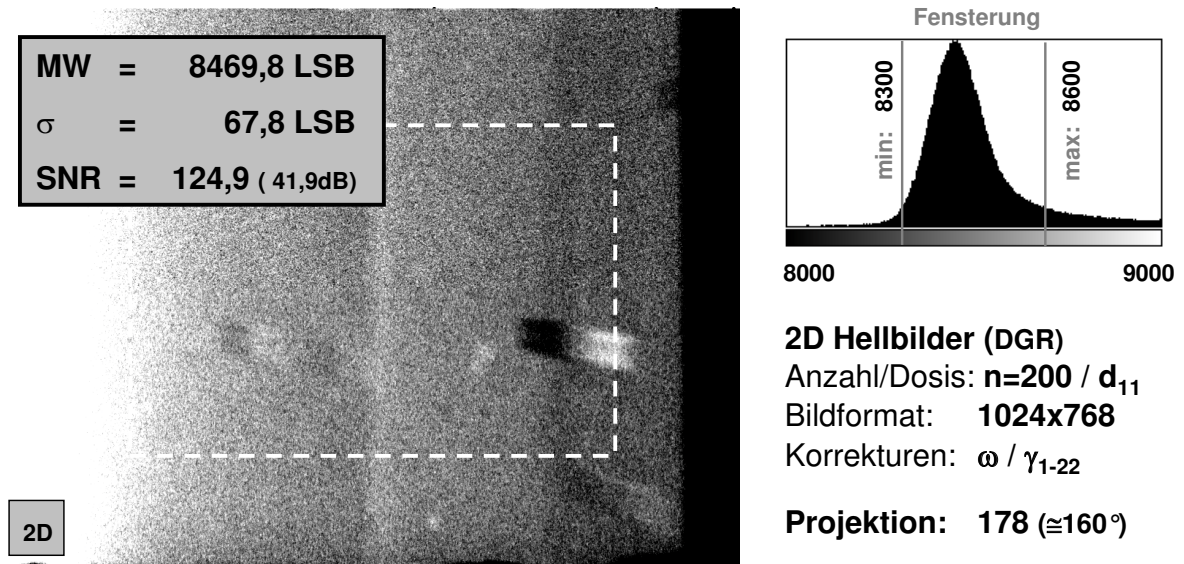
Zusammenfassung:

- Mit Delta-Kompensation werden korrelierte Strukturen bedingt durch zeitliche und örtliche Veränderungen der Empfindlichkeit kompensiert.
- Bei jeder Orbitalstellung wird das maximale Signal-Rausch-Verhältnis erreicht.

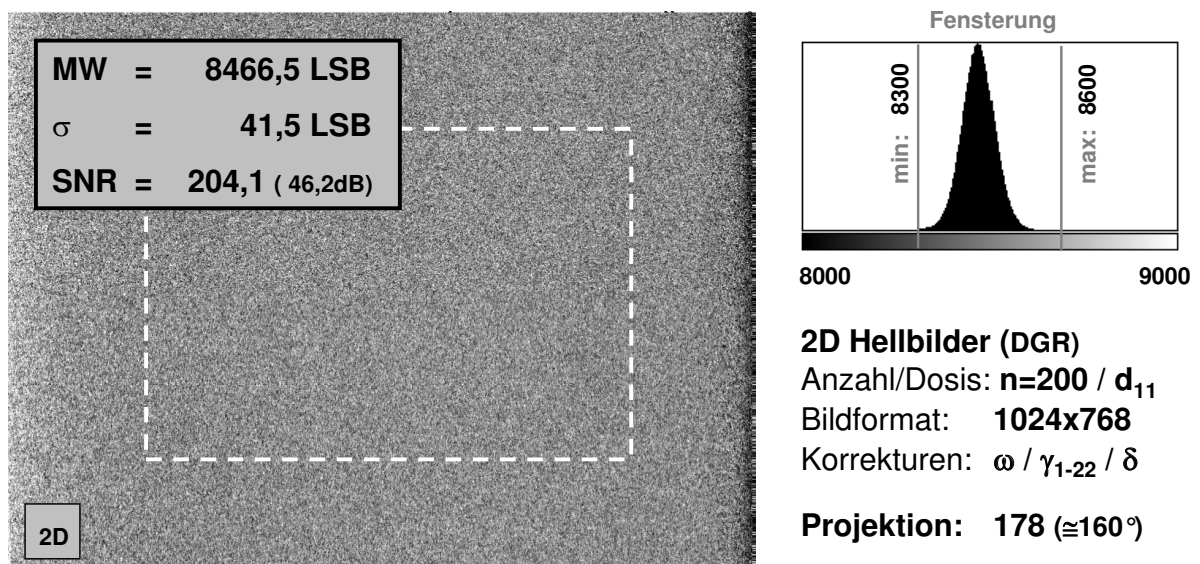


Das Signal-Rausch-Verhältnis nimmt ohne Delta-Kompensation korreliert mit der betragsmäßigen Auswanderung des Zentralstrahls ab. Der Anstieg in der ersten Scanhälfte ist auf den 'lag'-Effekt zurückzuführen ► **Kap. 2.1.5**.

Abbildung 5.11: SNR-Verlauf mit und ohne Delta-Kompensation / Horizontale Auswanderung des Zentralstrahls

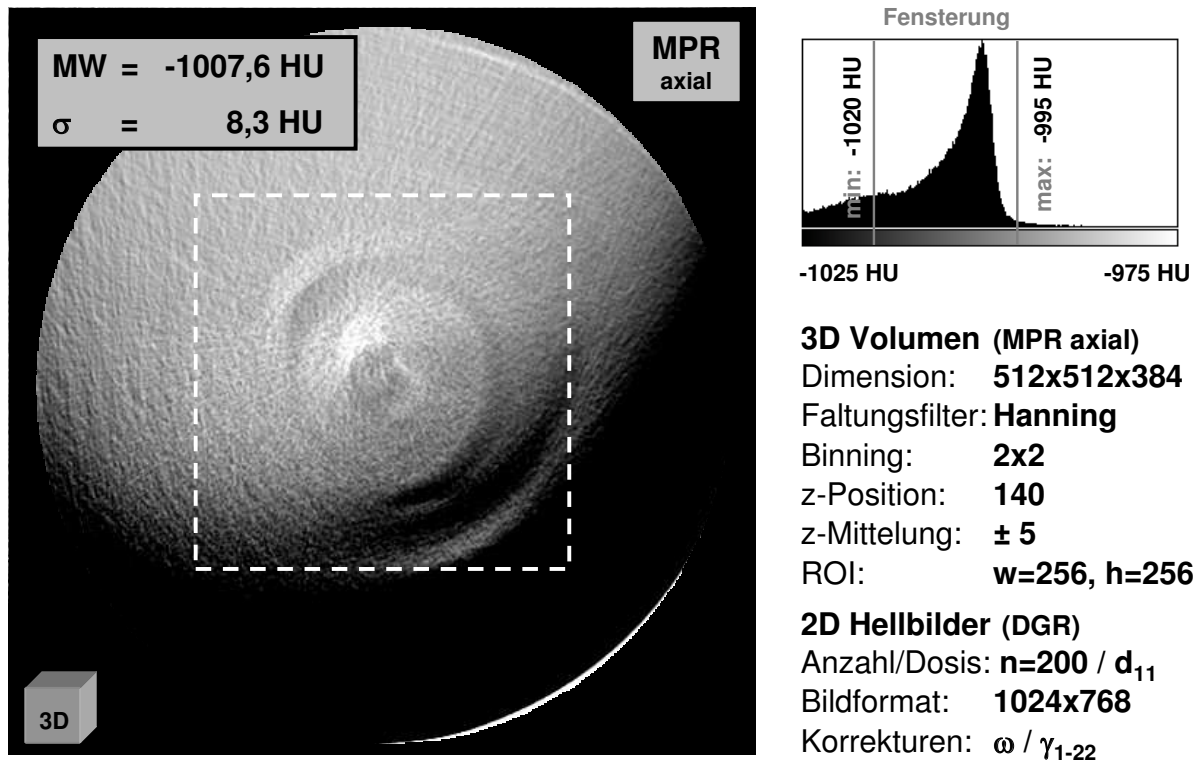


Ohne Delta-Kompensation: Im 'offset'- und 'gain'-korrigiertem Hellbild sind Artefakte an den Bildrändern und zusätzlichen Schattenflecken erkennbar. Das Histogramm weicht deutlich von einer Gaußverteilung ab. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist dementsprechend reduziert.

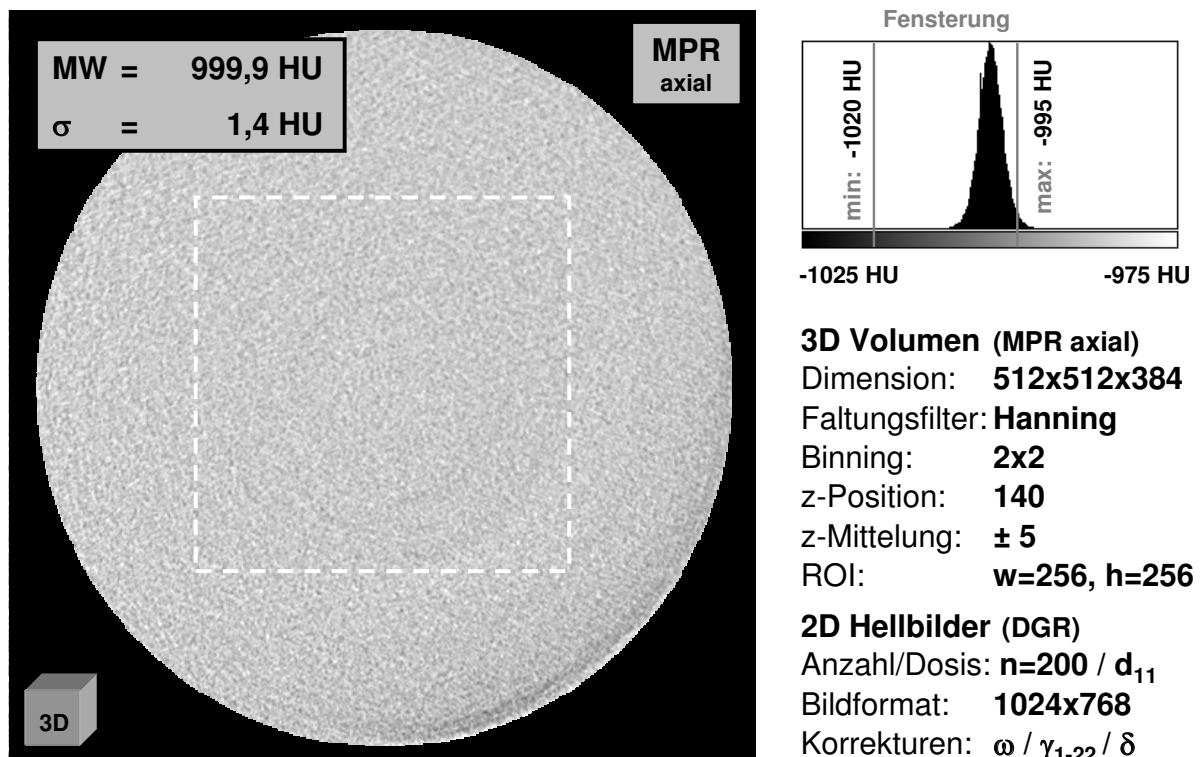


Mit Delta-Kompensation: Nach Anwendung der Delta-Kompensation werden diese Effekte unterdrückt und es ergibt sich ein homogenes Hellbild mit reinem Quantenrauschen. Das Histogramm entspricht wieder einer Gauß-Glocke. Das gemessene Signal-Rausch-Verhältnis mit 204,1 übertrifft sogar den Wert, der in Referenzstellung gemessen wurde (187,9).

Abbildung 5.12: Wirkungsweise der Delta-Kompensation auf eine 2D-Hellbildserie unter C-Bogen Rotation



Ohne Delta-Kompensation: In der Bildmitte ergeben sich Ringartefakte als Folge der Schattenbilder in den 2D-Projektionsbildern. In der rechten unteren Bildhälfte ist eine starke Schwärzung zu beobachten.



Mit Delta-Kompensation: Beide Effekte werden signifikant unterdrückt. Das Histogramm entspricht wieder einer Gauß-Glocke.

Abbildung 5.13: Wirkungsweise der Delta-Kompensation auf das 3D-Volumen

5.2.5 Wirkungsweise der Temperatur-Kompensation

Ziel der Temperatur-Kompensation ist es, die temperaturbedingten Änderungen der Empfindlichkeit der Pixel zu berücksichtigen, um korrelierte Rauschanteile zu unterdrücken und damit weitere Artefakte zu vermeiden.

Da die Empfindlichkeits-Karten nur für die Referenztemperatur nach der Aufwärmphase gültig sind, müssen sie für die momentane Temperatur angepasst werden. Die gemessenen Empfindlichkeits-Karten aus dem Archiv werden dazu mit den Temperatur-Karten gewichtet (► Kap. 4.4.3).

Die Auswirkung auf ein 2D-Hellbild in Referenzposition ist in ► Abb. 5.15 gezeigt. Ohne entsprechende Korrektur zeigt sich bei dem Mehr-Punkt kalibrierten Hellbild, das 10min nach dem Einschalten aufgenommen wurde, ein typisches Gradientenmuster. Der hellere rechte Bereich ist eine Folge der sich ändernden Temperaturverteilung, und damit Empfindlichkeit der Pixel während der Aufwärmphase (► Kap. 2.2.2). Die Korrekturfaktoren, die bei Referenztemperatur bestimmt wurden, sind zu groß, vor allem die der rechten Bildhälfte. Hier ist ja gerade die Abnahme der Empfindlichkeit mit steigender Temperatur am stärksten (► Kap. 2.2.2). Dies führt bei der Mehr-Punkt Kalibrierung zu einer virtuellen Erhöhung der mittleren Intensität I_0 , und einem zur Temperatur korrelierten Signalhintergrund. Das Signal-Rausch-Verhältnis nimmt folglich ab, je mehr sich Referenz- und aktuelle Temperatur unterscheiden. Der gemessene Verlauf ist in ► Abb. 5.14 dokumentiert. Mit Korrektur können beide Effekte reduziert werden und es entsteht wiederum ein flaches, homogenes und nur mit Quantenrauschen behaftetes Hellbild.

Bei der 3D-Rekonstruktion führt der zusätzliche Signalhintergrund zu einer Verschiebung der Schwächungskoeffizienten (engl. '*HU-shift*'). Dieser Effekt wird u.a. im nachfolgenden Kapitel anhand eines Qualitätsphantoms demonstriert.

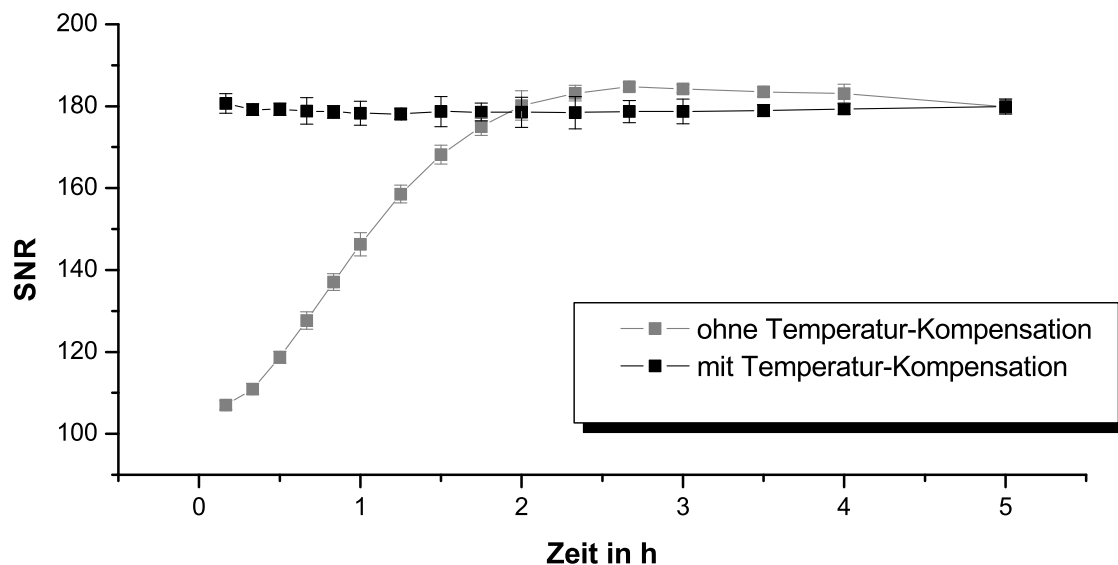
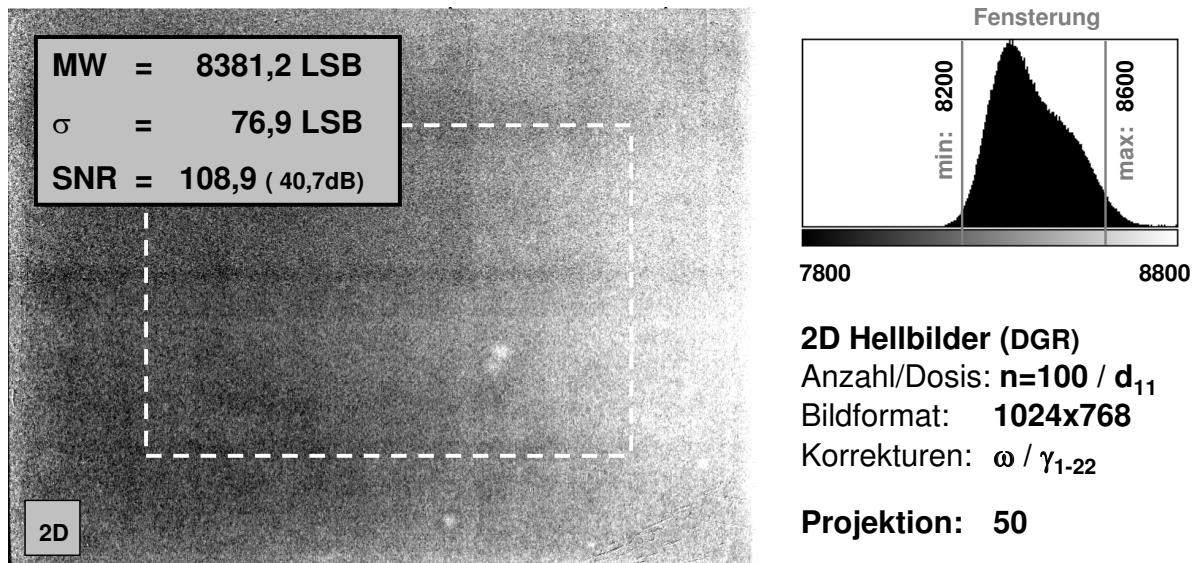


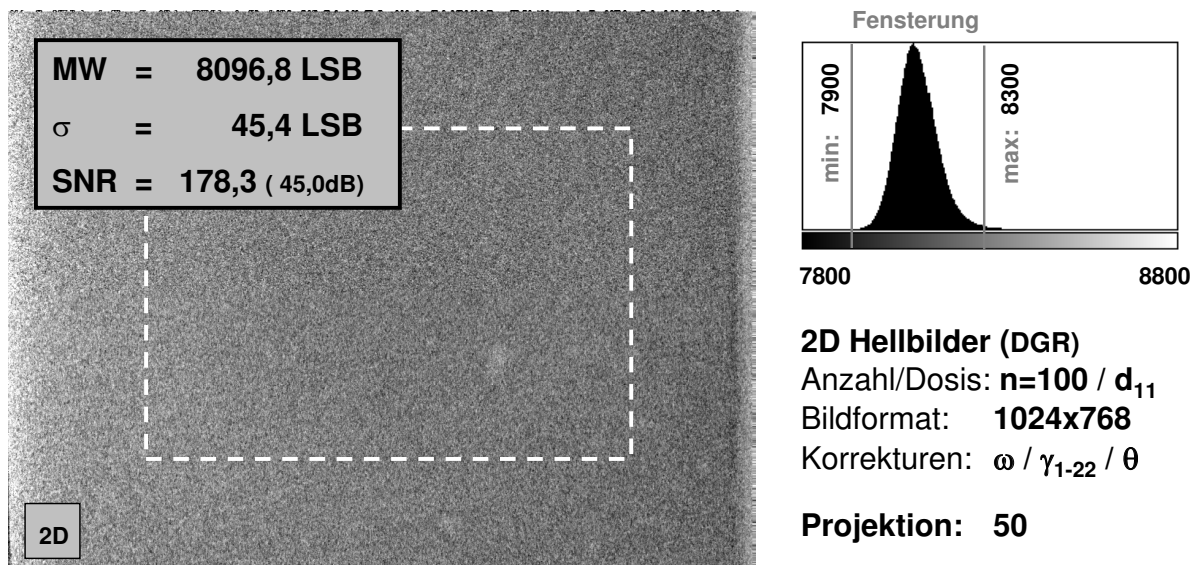
Abbildung 5.14: SNR-Verlauf während der Aufwärmphase

Zusammenfassung:

- Die korrelierten Hintergrundstrukturen und absolute Intensitätsschwankungen, hervorgerufen durch temperaturbedingte Änderungen der Empfindlichkeit, werden kompensiert.



Ohne Temperatur-Kompensation: Insgesamt wird eine höhere mittlere Intensität I_0 gemessen. Die spätere inhomogene Temperaturverteilung nach der Aufwärmphase zeichnet sich im kalten Zustand als zusätzlicher Signalhintergrund ab. Verstärker korrelierte Streifenmuster werden schon in einem Projektionsbild mit dem Auge erkennbar. Artefakte bei einer 3D-Rekonstruktion sind die Folge (Ringe, Gradientenbildung, 'HU-shift',...)



Mit Temperatur Kompensation: Mit Kompensation werden diese Effekte reduziert. Das Histogramm hat wieder die Form einer Gauß-Kurve. Das Bild ist homogen und die korrelierten Strukturen sind nicht mehr sichtbar. Das Signal-Rausch-Verhältnis entspricht etwa dem eines korrigierten Hellbildes bei Referenztemperatur.

Abbildung 5.15: Wirkungsweise der Temperatur-Kompensation auf eine 2D-Hellbildserie

5.3 Anwendung des Modells auf Phantomdaten

Um die Verbesserung der Bildqualität auch quantitativ beurteilen zu können, werden die verschiedenen Korrekturverfahren auf spezielle Phantome angewandt. Zum einen ist dies ein Phantom zur Geometriekalibrierung und zum anderen ein speziell entwickeltes 3D- Qualitätsphantom.

5.3.1 Das Siemens Geometrie-Phantom

Das Siemens Geometrie-Phantom wird zur Berechnung der Projektionsmatrizen für die jeweilige Strahlgeometrie bei 'CBCT'-Bildgebung genutzt. Das Design ist geistiges Eigentum der Siemens AG und wird hier nicht genauer beschrieben. An dieser Stelle sei nur gesagt, dass es sich um ein rotationssymmetrisches Phantom mit einer Helix aus kleinen Metallkugeln handelt. Diese Anordnung eignet sich bestens um die Auswirkungen des 'lag'-Effekts in 2D und 3D zu demonstrieren.

5.3.2 Das Siemens Kegelstrahl-Phantom

Das Siemens Kegelstrahl-Phantom (engl. 'The Siemens Cone Beam Phantom' oder kurz 'CBP') wurde speziell entwickelt und designed, um quantitative Aussagen über die erreichbare Orts- und Kontrastauflösung bei der 3D-Bildgebung machen zu können. Es besteht aus insgesamt 6 Schichten (► Abb. 5.16), 3 für die visuelle Kontrastauflösung, 1 für die quantitative Kontrastauflösung, 1 für die visuelle Ortsauflösung und 1 für die quantitative Ortsauflösung.

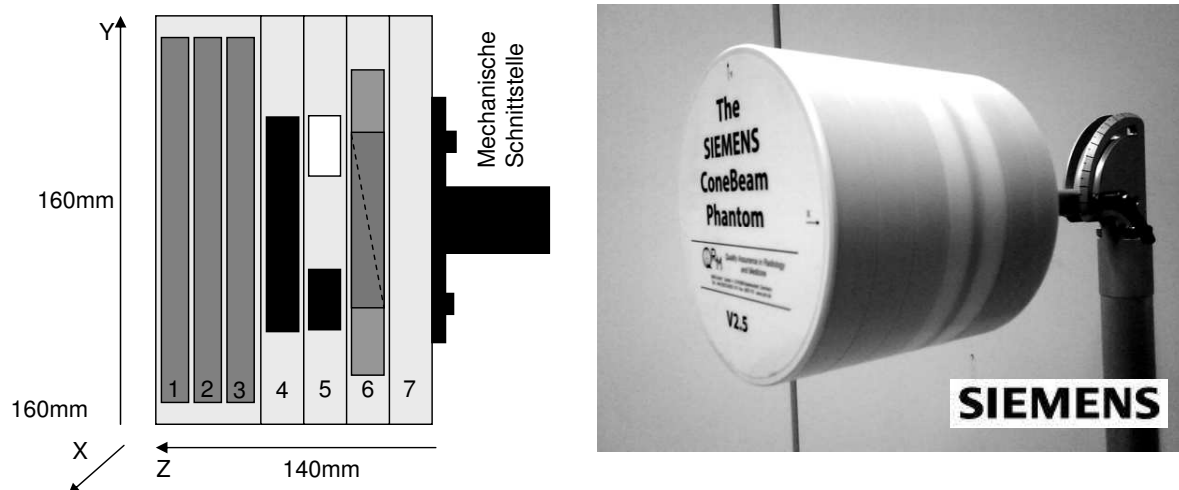
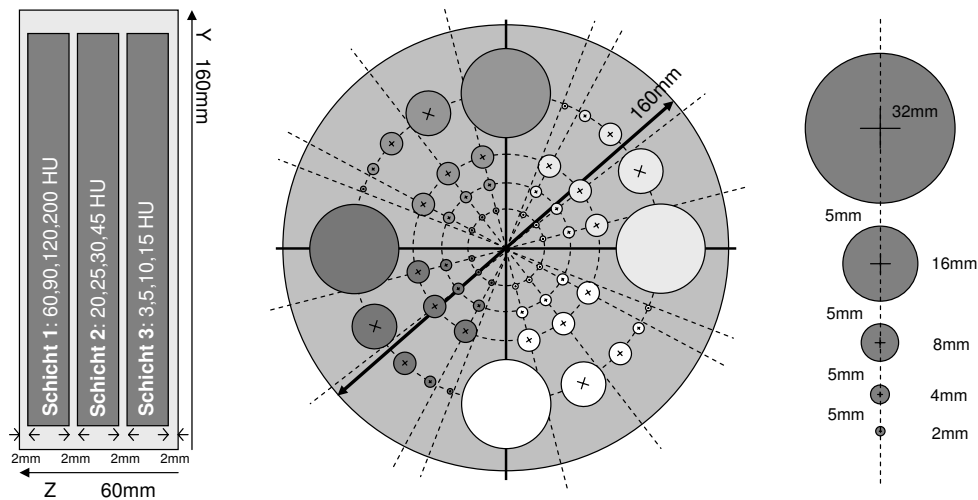
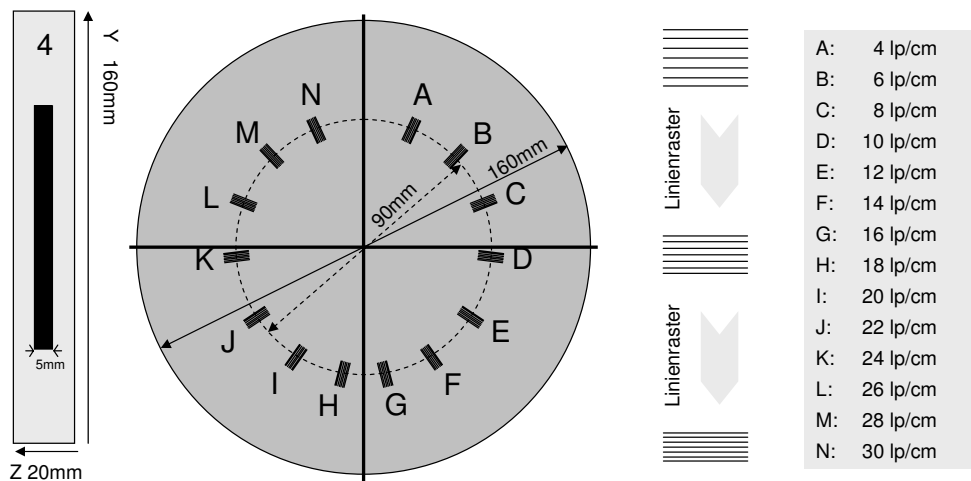


Abbildung 5.16: 'The Siemens Cone Beam Phantom'

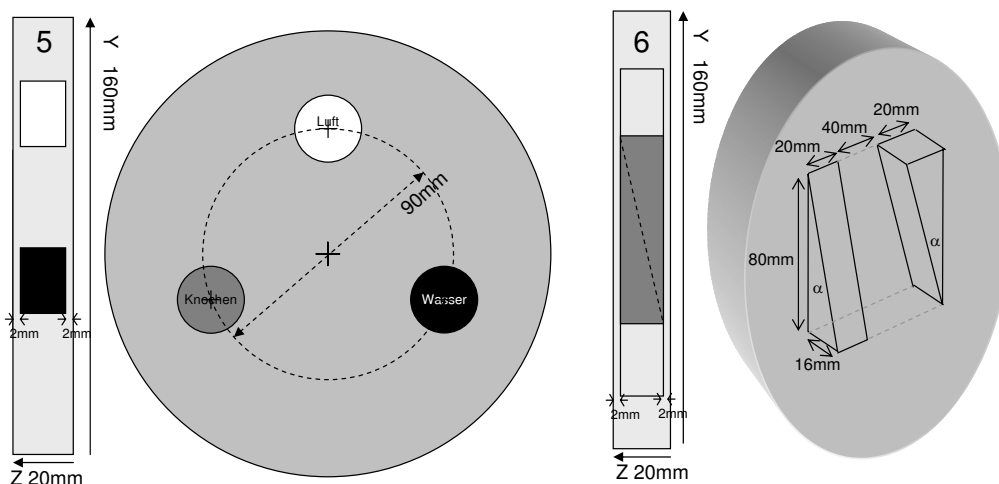
Der Aufbau der einzelnen Schichten ist in ► Abb. 5.17 genau dokumentiert. Damit kann die Ortsauflösung visuell in lp/cm, und quantitativ als MTV-Verlauf angegeben werden. Die Kontrastauflösung kann in einheitlichen CT-Werten ('Hounsfield Units' oder kurz 'HU') visuell und rechnerisch bestimmt werden.



Schicht 1-3: Zylinderförmige Pads in unterschiedlicher Größe mit unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten zur visuellen Bestimmung der Kontrastauflösung



Schicht 4: Kreisförmig angeordnetes Linienraster von 4lp/cm bis 30lp/cm zur visuellen Bestimmung der Ortsauflösung



Schicht 5: Luft, Wasser und Knochen 'HU'-äquivalente Pads

Schicht 6: Keile zur MTF-Bestimmung

Abbildung 5.17: Spezifikation: 'The Siemens Cone Beam Phantom'

5.3.3 Beurteilung der Bildqualität

Am Beispiel des Siemens Geometrie-Phantoms kann die Verbesserung der Bildqualität bzgl. des 'lag'-Effekt demonstriert werden:

Lag-Kompensation: Ohne Lag-Kompensation zeigen sich in den 2D-Projektionsbildern des Geometrie-Phantoms während eines 'CBCT'-Scans Schattenkugeln bis zur 2. Ordnung (► Abb. 5.18). Im Falle des rotationssymmetrischen Geometrie-Phantoms erzeugen diese Schattenkugeln im 3D-Volumen virtuelle Kugeln im 3D-Volumen (► Abb. 5.18). Mit Lag-Kompensation wird der Fehler in der 2D-Bildserie behoben und das damit rekonstruierte 3D-Volumen ist frei von virtuellen Kugeln (► Abb. 5.18). Angemerkt sei, dass im Falle eines nicht rotationssymmetrischen Objektes (z.B. Patient) die Korrektur zu einer Verbesserung der 3D-Ortsauflösung beiträgt [50], da Verschmierungen in den Projektionsbildern an Hochkontraststellen unterdrückt werden.

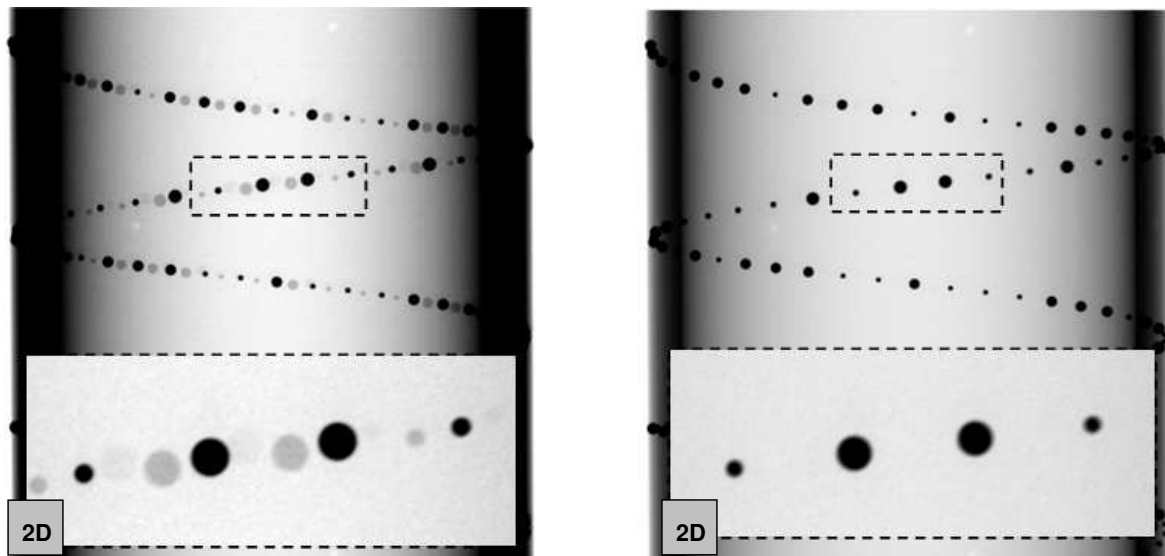
Am Beispiel des 'Cone Beam Phantoms' können die Verbesserungen der Bildqualität durch die neuen Korrekturtechniken für reale Daten demonstriert werden:

Temperatur-Kompensation: Ohne Temperatur Kompensation entstehen im 2D-Phantomdatensatz ein Helligkeitsgradient, korrelierte Hintergrundstrukturen und eine globale Abnahme der Intensität (► Abb. 5.19). Für das daraus rekonstruierte 3D-Volumen bedeutet dies wiederum einen Helligkeitsgradienten, Ringartefakte sowie eine Verschiebung der CT-Werte ('HU-shift') (► Abb. 5.19). Mit Temperatur-Kompensation werden alle drei Effekte kompensiert, sodass schon kurz nach dem Einschalten des Systems bzw. Detektors die maximale Bildqualität zur Verfügung steht. (► Abb. 5.19)

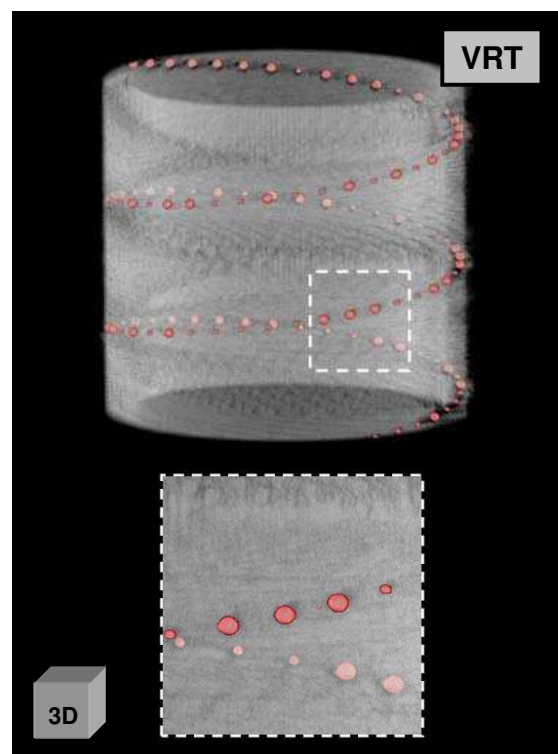
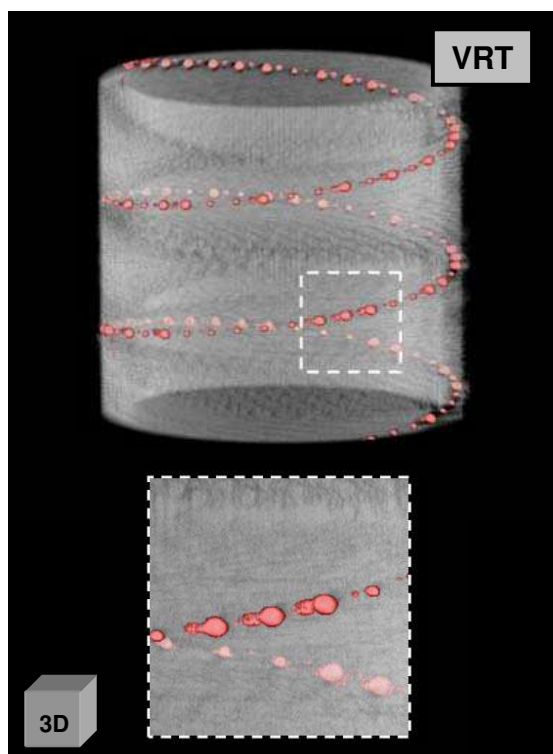
Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation: Ohne Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation treten bei dem Phantomdatensatz, wie schon bei den Hellbildern, Ringartefakte auf (► Abb. 5.20). Wegen der nicht idealen Projektionsgeometrie sind es keine exakt konzentrische Kreise. Bei Anwendung des neuen Verfahrens werden diese Artefakte unterdrückt bzw. verschwinden gänzlich (► Abb. 5.20). Besonders deutlich zeigt sich dies im Differenzbild. Es werden keinerlei Objektinformationen aus dem Bild gefiltert, sondern lediglich die störenden Kreisstrukturen entfernt (► Abb. 5.21).

Zusammenfassung:

- Die Qualität der Lag-Kompensation zeigt sich eindrucksvoll in den 2D-Projektionsbildern und dem daraus rekonstruierten 3D-Volumen des Geometrie-Phantoms.
- Die Verbesserungen der Bildqualität bei Anwendung des neuen Modells auf 'CBP'-Daten entsprechen im Wesentlichen denen, die schon bei den Hellbildserien beobachtet wurden (► Kap. 5.2).
- Eine Quantifizierung der Artefakte ist durch weitere Auswertung der 'CBP'-Daten möglich (z.B. absolute Verschiebung der 'HU'-Werte ohne Temperatur-Kompensation, Stärke der Ringartefakte in 'HU'-Werten) ohne Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation).

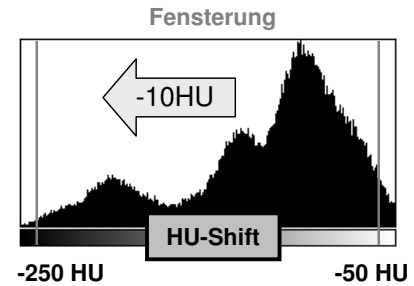
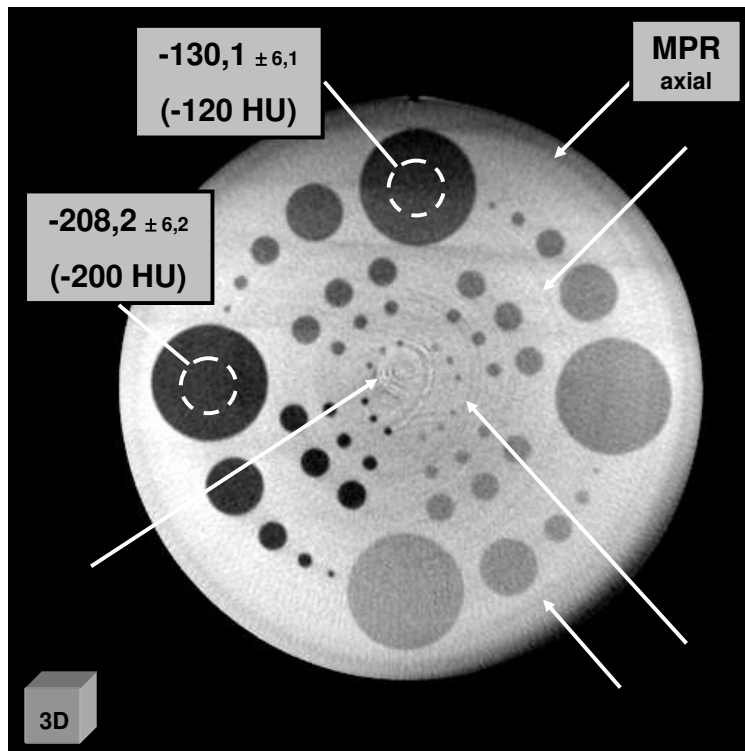


2D-Projektionsbilder Ohne Lag-Korrektur zeigen sich deutlich Schattenbilder der Metallkugeln bis zur 2. Ordnung. Mit Korrektur hingegen verschwinden diese in den Projektionen.



3D-Volumen Da das Phantom rotationssymmetrisch ist, werden die Schattenkugeln in den 2D-Projektionen zu Geisterkugeln im 3D-Volumen rekonstruiert. Werden korrigierte 2D-Bilder rekonstruiert, verschwinden diese.

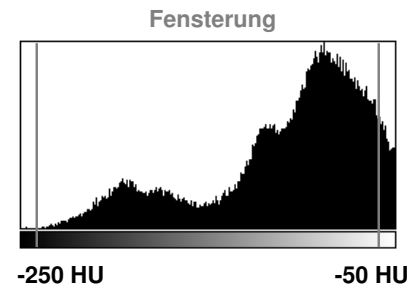
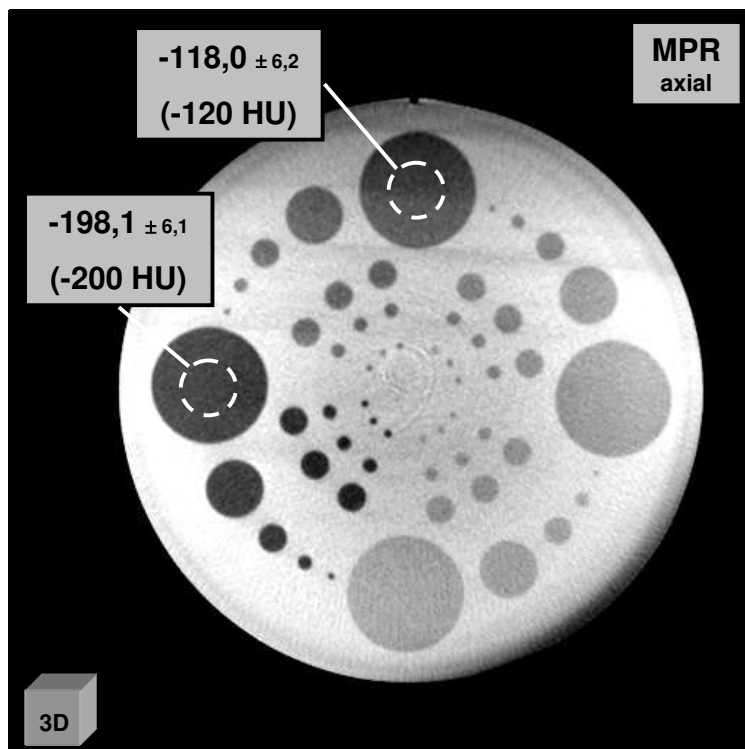
Abbildung 5.18: Lag-Kompensation beim Geometrie-Phantom



3D Volumen (MPR axial)
 Dimension: **512x512x384**
 Faltungsfiler: **Hanning**
 Binning: **2x2**
 z-Position: **90 (Schicht 1)**
 z-Mittelung: **± 5**

2D Phantom (DGR)
 Anzahl/Dosis: **n=200 / d_{22}**
 Bildformat: **1024x768**
 Korrekturen: **ω / γ_{1-22}**

Ohne Temperatur-Kompensation: Ringartefakte und 'HU-shift' sind erkennbar.

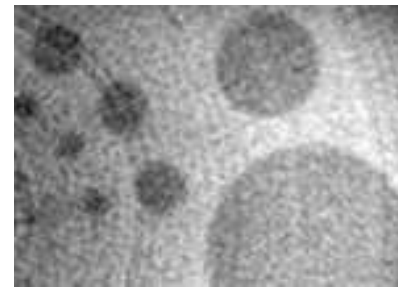
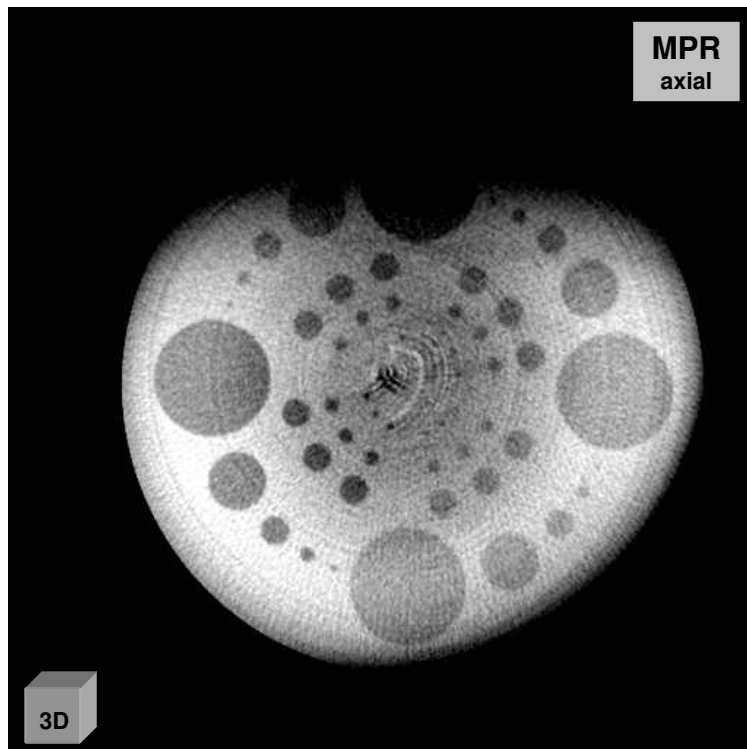


3D Volumen (MPR axial)
 Dimension: **512x512x384**
 Faltungsfiler: **Hanning**
 Binning: **2x2**
 z-Position: **90 (Schicht 1)**
 z-Mittelung: **± 5**

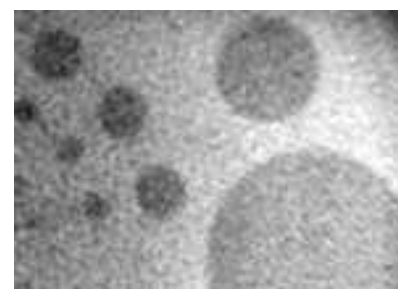
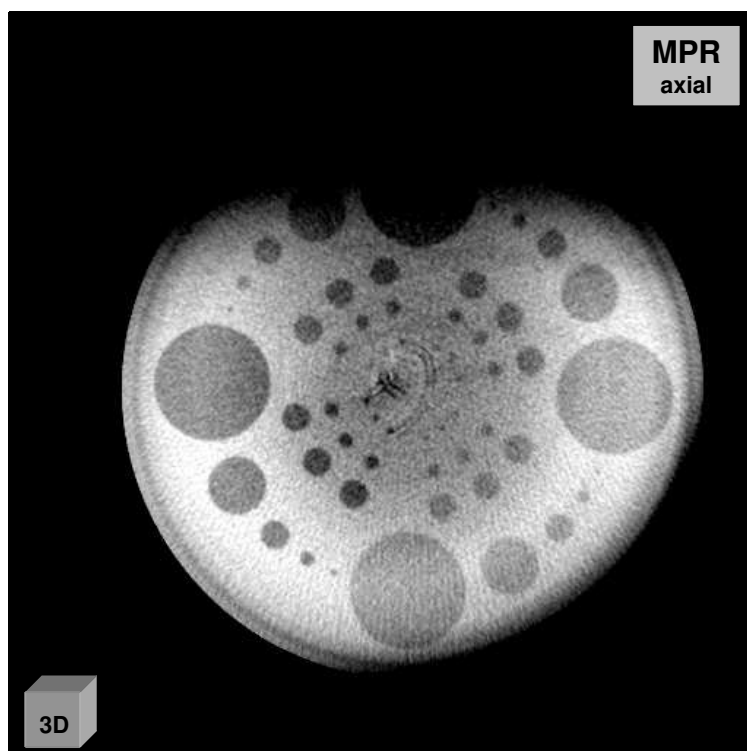
2D Phantom (DGR)
 Anzahl/Dosis: **n=200 / d_{22}**
 Bildformat: **1024x768**
 Korrekturen: **ω / γ_{1-22} / θ**

Mit Temperatur-Kompensation: Ringartefakte sind kompensiert und absolute 'HU'-werte stimmen wieder überein.

Abbildung 5.19: Verbesserung durch Temperatur-Kompensation beim 'CBP'

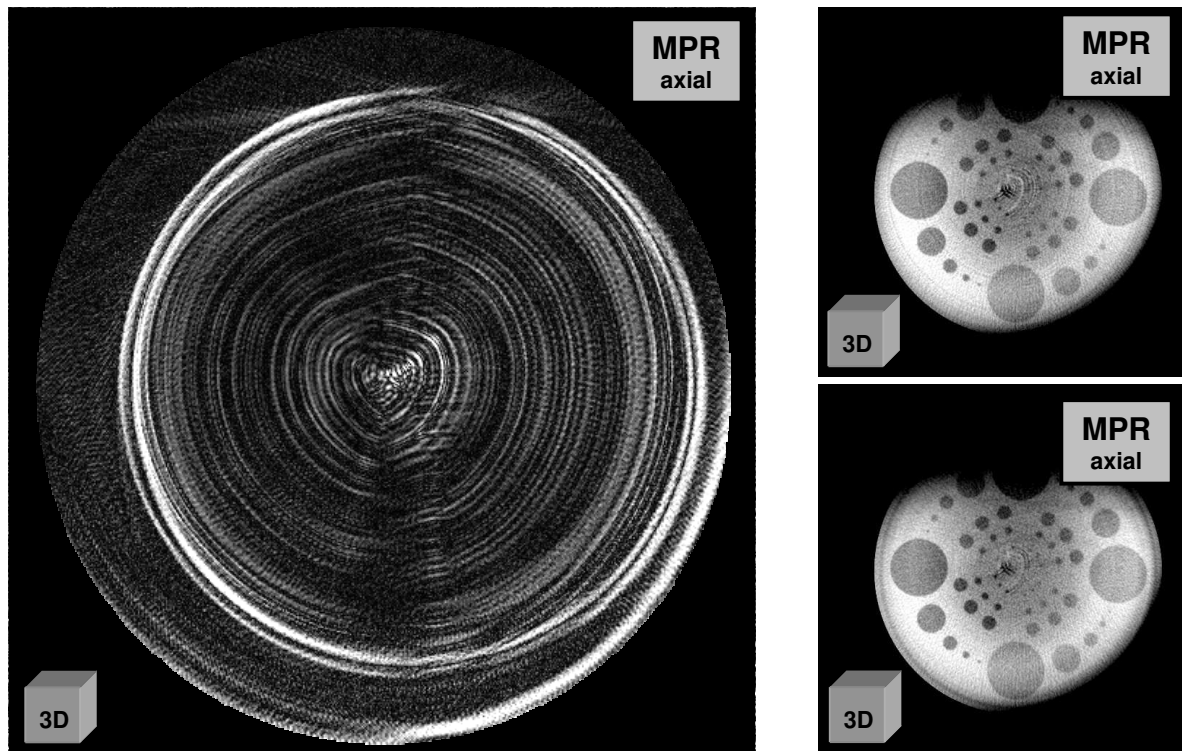
**3D Volumen (MPR axial)**Dimension: **512x512x384**Faltungsfiter: **Hanning**Binning: **2x2**z-Position: **130 (Schicht 2)**z-Mittelung: **± 10** **2D Phantom (DGR)**Anzahl/Dosis: **n=200 / d_{22}** Bildformat: **1024x768**Korrekturen: **ω / $\gamma_{11,14}$**

Ohne Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation: Ringförmige Strukturen beeinträchtigen die Bildqualität.

**3D Volumen (MPR axial)**Dimension: **512x512x384**Faltungsfiter: **Hanning**Binning: **2x2**z-Position: **130 (Schicht 2)**z-Mittelung: **± 10** **2D Phantom (DGR)**Anzahl/Dosis: **n=200 / d_{22}** Bildformat: **1024x768**Korrekturen: **ω / γ_{1-22}**

Mit Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation: Die korrelierten Ringstrukturen sind fast vollständig entfernt. Der verbleibende Gradient in der oberen Bildhälfte wird durch Fehler bei der Parkergewichtung durch die Unterabtastung hervorgerufen. Der Gradient rechts unten ist bedingt durch die C-Bogen Verwindung und kann durch eine Delta-Kompensation korrigiert werden.

Abbildung 5.20: **Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation beim 'CBP'**



Das Differenzbild zeigt deutlich die entfernten Ringartefaktstrukturen. Da die Orbitalbewegung des C-Bogens nicht einem idealen Kreisbogen genügt, sind die Artefakte auch keine exakten Ringe sondern sind eher eiförmig. Dass sie am oberen Ende nicht in sich geschlossen sind, liegt an der Unterabtastung des Prototypensystems. Die Bedingung für ein '*minimal complete dataset*', also 180° plus Öffnungswinkel der Röhre, ist nicht erfüllt. Da in den '*CBP*'-Datensätzen die '*HU*'-Werte bestimmt werden können, kann auch die Stärke der Artefakte quantifiziert werden.

Abbildung 5.21: Differenzbild: Mit und ohne Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation

5.4 Anwendung des Modells auf reale Patientendaten

Die Ergebnisse der Phantomuntersuchungen im Labor gaben Anlass, das neue Modell für die Kalibrier- und Konditionierung unter realen Bedingungen im Rahmen einer Multi-Center-Studie klinisch zu evaluieren.

5.4.1 Durchführung einer Multi-Center-Studie

Die Ziele der Multi-Center-Studie wurden im Vorfeld wie folgt definiert:

1. Hauptziel dieser Studie ist es die Qualität und Langzeitstabilität des neuen Verfahrens im klinischen Einsatz zu evaluieren.
2. Darüber hinaus ist es von besonderem Interesse neue Applikationsfelder, die durch die neue Technik erst ermöglicht werden, zu finden und zu definieren.
3. Und schließlich soll eine optimale Integration der neuen Technik in den 'workflow' des Arztes untersucht werden.

Die klinischen Prüfungen wurden bzw. werden an folgenden Kliniken in Deutschland und der Schweiz durchgeführt:

Universitätsklinik Hamburg Eppendorf (UKE), 2006

- **Anschrift:**

Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
Martinistr. 52
20246 Hamburg, BRD

- **Klinische Prüfer:**

Prof. Dr. Dr. Max Heiland
Dr. Dr. Phillip Pohlenz
Dr. Dr. Marco Blessmann

- **Klinische Anwendungen:**

- Mittelgesichtsfrakturen
- Neurofibromatose Typ 1 (Morbus Recklinghausen)
- ausgedehnte Phlegmonen des Kopf-Halsbereichs

Klinik Innenstadt München (LMU), 2007

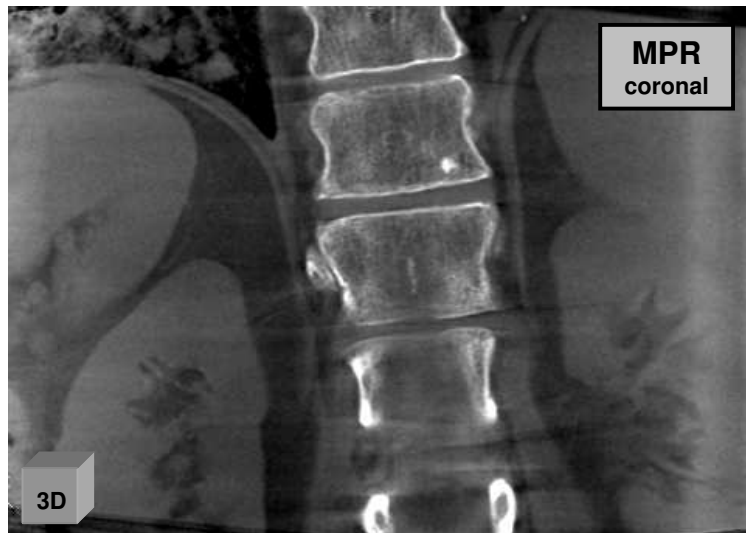
- **Anschrift:**
Chirurgische Klinik und Poliklinik - Innenstadt, LMU München
Unfallchirurgie
Institut für Klinische Radiologie
Nussbaumstrasse 20
80336 München, BRD
- **Klinische Prüfer:**
Prof. Dr. Ekkehard Euler
Dr. Sandro Heining
- **Klinische Anwendungen:**
 - Schädelhirntrauma
 - Traumatische und osteoporotische Wirbelsäulenfrakturen
 - Beckenfrakturen
 - Endoprothetik
 - Knochen- und Weichteiltumore
 - Diagnostische und therapeutische Punktionen
 - Leberchirurgie / Metastasen Chirurgie
 - Gefäßchirurgie

Universitätsspital Basel, 2008

- **Anschrift:**
Hightech- Forschungs- Zentrum der
Kiefer- und Gesichtschirurgie
Center of multidisciplinary research
in crani-maxillo-facial surgery
Schanzenstr. 46
CH-4031 Basel, Schweiz
- **Klinische Prüfer:**
Prof. Dr. Dr. Hans-Friedrich Zeilhofer
- **Klinische Anwendungen:**
 - Traumatologie: Mittelgesichtsfrakturen
 - Schädelbasischirurgie: Tumore der Schädelbasis
 - Orthognathe / craniofaziale Chirurgie: Skelettale Kieferfehlstellungen
 - Chirurgie der Halswirbelsäule

5.4.2 Beispiele für die Bildqualität unter realen Bedingungen

Zum Abschluss dieser Arbeit finden sich noch einige Beispiele für die erreichbare 3D-Bildqualität von Datensätzen, die während der klinischen Studien aufgenommen wurden. Detaillierte Ergebnisse finden sich in medizinischen Veröffentlichungen [17, 42, 41].



Klinische Evaluierung

3D Volumen (MPR coronal)

Dimension: **512x512x384**

Faltungsfilter: **Hanning**

Binning: **2x2**

y-Position: **166**

y-Mittelung: **± 5**

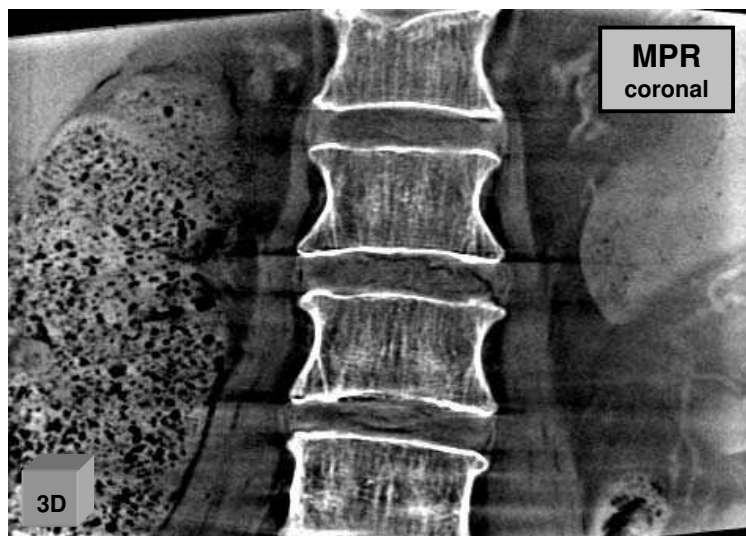
2D Patient (DGR)

Anzahl/Dosis: **n=500 / d_{22}**

Bildformat: **1024x768**

Korrekturen: **$\omega / \gamma_{1-22} / \delta / \theta$**

Abbildung 5.22: Multi-Center-Studie, UKE: Abdominalbereich (Nieren)



Klinische Evaluierung

3D Volumen (MPR coronal)

Dimension: **512x512x384**

Faltungsfilter: **Hanning**

Binning: **2x2**

y-Position: **166**

y-Mittelung: **± 5**

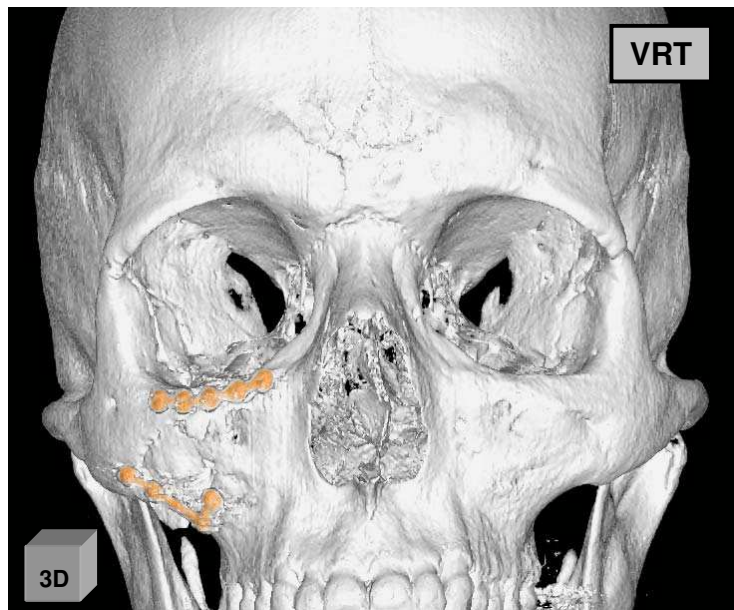
2D Patient (DGR)

Anzahl/Dosis: **n=500 / d_{22}**

Bildformat: **1024x768**

Korrekturen: **$\omega / \gamma_{1-22} / \delta / \theta$**

Abbildung 5.23: Multi-Center-Studie, UKE: Abdominalbereich (Leber, Milz)



Klinische Evaluierung

3D Volumen (VRT)

Dimension: **512x512x384**

Faltungsfilter: **Hanning**

Binning: **2x2**

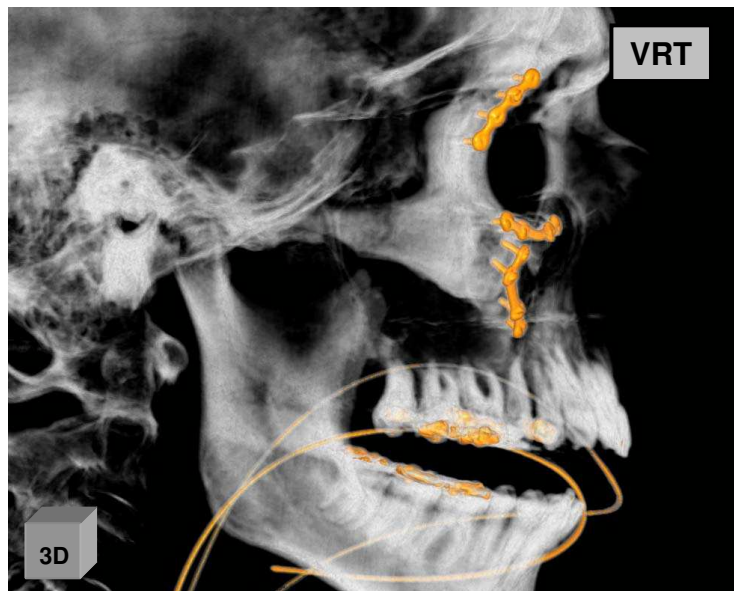
2D Patient (DGR)

Anzahl/Dosis: **n=400 / d_{22}**

Bildformat: **1024x768**

Korrekturen: $\omega / \gamma_{1-22} / \delta / \theta$

Abbildung 5.24: Multi-Center-Studie, UKE: Rechtsseitige laterale Mittelgesichtsfraktur nach Reposition und Miniplattenosteosynthese (von vorne)



Klinische Evaluierung

3D Volumen (VRT)

Dimension: **512x512x384**

Faltungsfilter: **Hanning**

Binning: **2x2**

2D Patient (DGR)

Anzahl/Dosis: **n=400 / d_{22}**

Bildformat: **1024x768**

Korrekturen: $\omega / \gamma_{1-22} / \delta / \theta$

Abbildung 5.25: Multi-Center-Studie, UKE: Rechtsseitige laterale Mittelgesichtsfraktur nach Reposition und Miniplattenosteosynthese (von rechts)

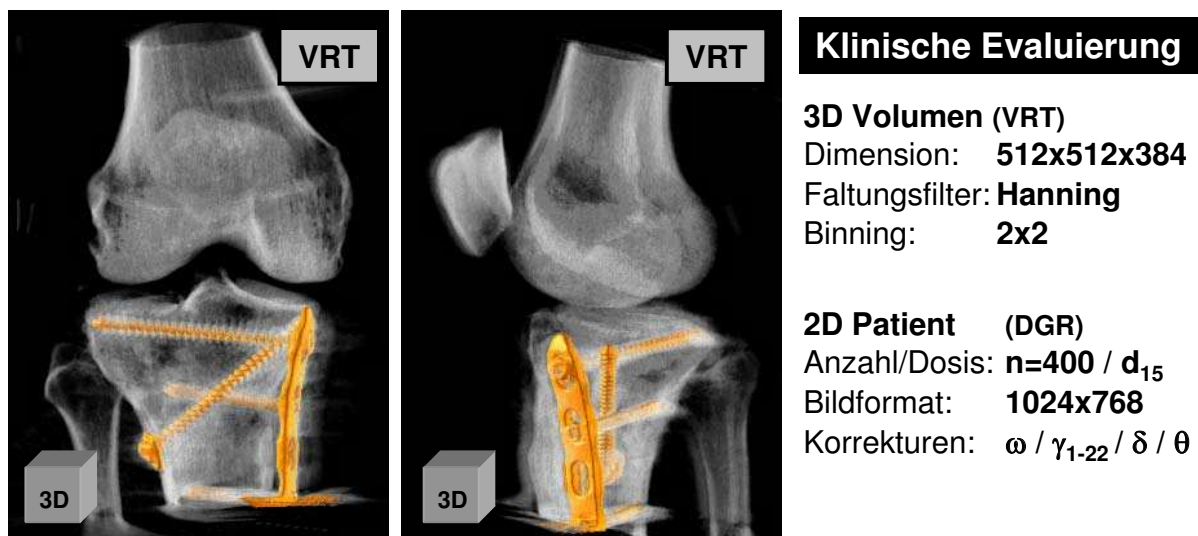


Abbildung 5.26: Multi-Center-Studie, LMU: Operative Versorgung einer Tibiakopftrümmerfraktur mittels medialer winkelstabiler Plattenosteosynthese (Titanimplantate)

Ausblick

Um weitere Applikationsfelder zu ergründen, sind zusätzliche klinische Evaluierungen in verschiedenen Kliniken geplant. Dabei sollen unter anderem auch Informationen und Erkenntnisse über die Langzeitstabilität des neuentwickelten Modells gesammelt werden.

Eine neue Idee zur Metallartefakt-Reduktion bei 3D-Applikationen, die im Rahmen dieser Arbeit entstanden ist, wird in einer weiteren Dissertation als Schwerpunktthema analysiert. Diese Promotion basiert ebenfalls auf einer Kooperation der Arbeitsgruppe Lang der Universität Regensburg und dem Geschäftsgebiet *'Special Systems'* des *'Healthcare Sectors'* der Siemens AG in Erlangen.

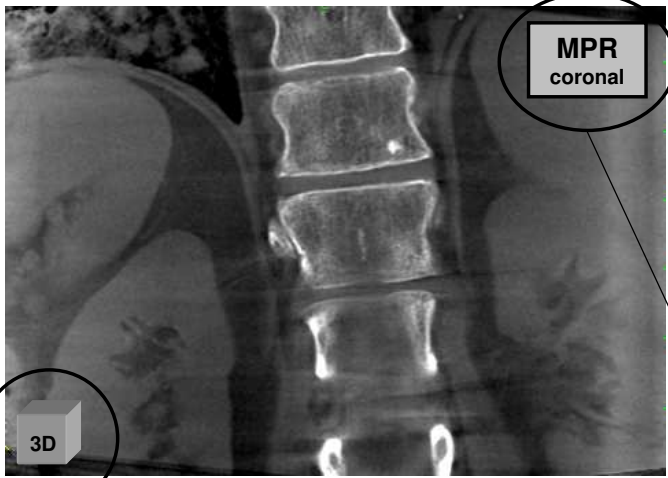


Legendenerklärung

[Zur besseren Unterscheidung werden die Art der Darstellung sowie die wichtigen Parameter in Kurzform in den 2D/3D-Abbildungen angegeben.]







3D Volumen (MPR coronal)	Darstellungsart (MPR,VRT) & ggf. Richtung
Dimension: 512x512x384	Dimension des 3D-Volumens in Voxel (x x y x z)
Faltungsfilter: Hanning	Faltungsfilter (Hanning, Shepp-Logan, Rekursiv)
Binning: 2x2	Pixelbinning auf den 2D-Projektionsbildern
y-Position: 166	Orthogonale Schichtposition
y-Mittelung: ± 5	Mittelung in orthogonaler Richtung (Gauß)

2D Patient (DGR)	Serientyp (Detektor Modus)
Anzahl/Dosis: n=500 / d₂₂	Anzahl der Projektionsbilder / Dosisindex
Bildformat: 1024x768	Bildformat in Pixel
Korrekturen: $\omega / \gamma_{1-22} / \delta / \theta$	Verwendete Korrekturen



Klinische Evaluierung	
3D Volumen (MPR coronal)	Darstellungsart (MPR,VRT) & ggf. Richtung
Dimension: 512x512x384	Dimension des 3D-Volumens in Voxel (x x y x z)
Faltungsfilter: Hanning	Faltungsfilter (Hanning, Shepp-Logan, Rekursiv)
Binning: 2x2	Pixelbinning auf den 2D-Projektionsbildern
y-Position: 166	Orthogonale Schichtposition
y-Mittelung: ± 5	Mittelung in orthogonaler Richtung (Gauß)

2D Patient (DGR)	Serientyp (Detektor Modus)
Anzahl/Dosis: n=500 / d₂₂	Anzahl der Projektionsbilder / Dosisindex
Bildformat: 1024x768	Bildformat in Pixel
Korrekturen: $\omega / \gamma_{1-22} / \delta / \theta$	Verwendete Korrekturen

 3D-Volumen	 2D-Schicht des 3D-Volumens coronale Richtung: entlang y-Achse
 2D-Projektionsbild	 2D-Schicht des 3D-Volumens axiale Richtung: entlang z-Achse
 Oberflächenplot eines 2D-Bildes	 Volume Rendering Technique 3D-Rendering

Abbildungsverzeichnis

1.1	Prototypanlage für die 3D-Weichteilbildgebung	20
1.2	Drehanoden-Röntgenröhre	21
1.3	Elementare Prozesse in anorganischen Szintillatoren	23
1.4	Elektronikdesign des PaxScan4030CB	24
1.5	Ablauf eines 3D-Scans bei einem mobilen C-Bogen System	29
1.6	Ideale Projektionsgeometrie bei 'CBCT'	30
2.1	Zusammensetzung der Rauschanteile	32
2.2	Übergangsbereich zwischen Elektronikrauschen- und Quantenrauschen- dominierten Bereich für den hoch (' <i>high gain</i> ') - und niedrig verstärkenden Detektormodus (' <i>low gain</i> ')	33
2.3	Dunkelbilder für hoch (' <i>high gain</i> ') - und niedrig verstärkenden Detektor- modus (' <i>low gain</i> ')	35
2.4	Offset korrigierte Hellbilder für hoch (' <i>high gain</i> ') - und niedrig verstär- kenden Detektormodus (' <i>low gain</i> ')	36
2.5	Intensitätsanstieg innerhalb einer Hellbildserie trotz fester Strahlqualität .	38
2.6	Schattenbilder und Objektüberlagerungen durch den ' <i>lag</i> '-Effekt	39
2.7	Auswanderung des Zentralstrahls in horizontaler und vertikaler Rich- tung während einer kompletten Orbitalrotation	40
2.8	Auswirkungen von Alterung und Zentralstrahlverschiebung auf die Ho- mogenität einer ' <i>offset</i> '- und ' <i>gain</i> '-korrigierten Hellserie während einer Orbitalrotation	41
2.9	Temperaturabhängigkeit des Dunkelstroms für den hochverstärkenden De- tektormodus (' <i>high gain</i> ') - Oberflächenplot der 2D-Dunkelbilder	43
2.10	Temperaturabhängigkeit der Empfindlichkeit für den hochverstärkenden Detektormodus (' <i>high gain</i> ') - Oberflächenplot der 2D-Hellbilder	44
2.11	Änderung des Rohsignals und des Rauschens vom Einschalten bis nach Ablauf der Aufwärmphase bei konstanter Strahlqualität	45
3.1	Projektionsbild eines Patientenscans für ' <i>high gain</i> '- und ' <i>low gain</i> '- Mo- dus (Teilbilder des ' <i>DGR</i> '-Modus)	48
3.2	Axiale Schicht der 3D-Rekonstruktion eines Patientenscans für ' <i>high gain</i> '- und ' <i>low gain</i> '- Modus (' <i>DGR</i> '-Teilbilder)	49
4.1	Prozess der Kalibrierung	65

4.2	Prozess der Konditionierung	74
5.1	MTF-Kurven für zwei Detektoren mit unterschiedlicher Pixelgröße	88
5.2	DQE-Kurven für zwei Detektoren mit unterschiedlicher Pixelgröße	91
5.3	Artefakte in 2D/3D: Ursachen und Auswirkungen	95
5.4	Abweichung des Signal-Rausch-Verhältnisses bei Ein-Punkt Kalibrierung von der Referenzkurve bei Mehr-Punkt Kalibrierung	99
5.5	Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf ein einzelnes Hellbild	100
5.6	Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf ein gemitteltes Hellbild	101
5.7	Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf das 3D-Ergebnis (1. Fall: Kalibrierdosis d_4, Aufnahmedosis d_1)	102
5.8	Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf das 3D-Ergebnis (2. Fall: Kalibrierdosis d_4, Aufnahmedosis d_4)	103
5.9	Auswirkung der Wahl der Stützstellen für die Empfindlichkeits-Kompensation auf das 3D-Ergebnis (3. Fall: Kalibrierdosis d_4, Aufnahmedosis d_{11})	104
5.10	SNR-Verlauf für den 'DGR' Modus	106
5.11	SNR-Verlauf mit und ohne Delta-Kompensation / Horizontale Auswanderung des Zentralstrahls	107
5.12	Wirkungsweise der Delta-Kompensation auf eine 2D-Hellbildserie unter C-Bogen Rotation	108
5.13	Wirkungsweise der Delta-Kompensation auf das 3D-Volumen	109
5.14	SNR-Verlauf während der Aufwärmphase	110
5.15	Wirkungsweise der Temperatur-Kompensation auf eine 2D-Hellbildserie	111
5.16	'The Siemens Cone Beam Phantom'	112
5.17	Spezifikation: 'The Siemens Cone Beam Phantom'	113
5.18	Lag-Kompensation beim Geometrie-Phantom	115
5.19	Verbesserung durch Temperatur-Kompensation beim 'CBP'	116
5.20	Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation beim 'CBP'	117
5.21	Differenzbild: Mit und ohne Mehr-Punkt Empfindlichkeits-Kompensation	118
5.22	Multi-Center-Studie, UKE: Abdominalbereich (Nieren)	121
5.23	Multi-Center-Studie, UKE: Abdominalbereich (Leber, Milz)	121
5.24	Multi-Center-Studie, UKE: Rechtsseitige laterale Mittelgesichtsfraktur nach Reposition und Miniplattenosteosynthese (von vorne)	122
5.25	Multi-Center-Studie, UKE: Rechtsseitige laterale Mittelgesichtsfraktur nach Reposition und Miniplattenosteosynthese (von rechts)	122
5.26	Multi-Center-Studie, LMU: Operative Versorgung einer Tibiakopftrümmerfraktur mittels medialer winkelstabiler Plattenosteosynthese (Titanimplantate)	123

Tabellenverzeichnis

1.1	Technische Spezifikationen Ionisationskammer Typ 34028	22
1.2	Detailinformationen PaxScan 4030CB	25
1.3	Modetabelle für den PaxScan 4030CB	27
4.1	Notation für Kalibrierkarten und Bildsequenzen	59
4.2	Verstärkungsindex (oben rechts)	60
4.3	Index für variable Umgebungsparameter (oben links)	60
4.4	Berechnungsindex (unten links)	60
4.5	Korrekturindex einer Bildserie (oben links)	61
4.6	Dosisindizes für den 'DGR'-Modus @ 100kV / 7-10ms Pulsbreite	68
4.7	Normierungsfaktoren des 'DGR'-Modus für verschiedene Detektoreingangsdosen	80

Literaturverzeichnis

- [1] AKPEK, S., T. BRUNNER, G. BENNDORF und C. STROTHER: *Three-dimensional imaging and cone beam volume CT in C-arm angiography with flat panel detector*. Diagn. Interv. Radiol., 11:10–13, 2005. 1.3.3
- [2] BROOKS, R.A. und G. DICHIRO: *Beam hardening in reconstructive tomography*. Physics in Medicine and Biology, 21(3):390–398, 1976. 5.1.4
- [3] BÄTZ, L.: *Imaging System for Medical Diagnostics*, Kapitel System theory. Publics Cooperate Publishing, 11 2005. 5.1.1, 5.1.3
- [4] BURT, P.J. und E.H. ADELSON: *The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code*. IEEE Trans. on Com., 31(4):532–540, 1983. 4.4.8
- [5] CHOI, J.S., K. OGAWA, M. NAKAJIMA und S. YUTA: *A reconstruction algorithm of body sections with opaque obstructions*. IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, 29(3):143–150, 1982. 5.1.4
- [6] COLBETH, R.E., M.J. ALLEN und D.J. DAY: *Flat-panel imaging system for fluoroscopy applications*. Proc. SPIE, 3336:376–387, 1998. 1.2
- [7] COLBETH, R.E., S. BOYCE und R. FONG: *40x30 cm flat panel imager for angiography, R&F and cone-beam CT applications*. Proc. SPIE, 4320:84–102, 2002. 1.2
- [8] CRAWFORD, C.R. und A.C. KAK: *Aliasing artifacts in computed tomography*. Applied Optics, 18(21):3704–3711, 1979. 5.1.4
- [9] CUNNINGHAM, I.: *Standard for Measurement of Noise Power Spectra*. AAPM Report TG16, Univ. of Western Ontario, 12 1999. 5.1.3
- [10] CUNNINGHAM, I.: *Handbook of Medical Imaging: Vol. 1*, Kapitel Physics and Psychophysics. SPIE, Bellingham, Washington, USA, 2000. 5.1.1, 5.1.3
- [11] CUNNINGHAM, I. und A. FENSTER: *A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation*. Med. Phys., 14:533–537, 1987. 5.1.1
- [12] E. SAMEI, M.J. FLYNN, D.A. REIMANN: *A method for measuring the pre-sampled MTF of a digital radiographic system using an edge test device*. Med. Phys., 25:102–113, 1998. 5.1.1

- [13] FELDKAMP, L.A., L.C. DAVIS und J.W. KRESS: *Practical cone-beam algorithm*. J. Opt. Soc. Amer., 1(6):612–619, 1984. 1.3.3
- [14] FISHMAN, E.K., D. MAGID, D.D. ROBERTSON, A.E. BROOKER, P. WEISS und S.S. SIEGELMAN: *Metallic hip implants: CT with multiplanar reconstruction*. Radiology, 160:675–681, 1986. 5.1.4
- [15] GLOVER, G.H. und N.J. PELC: *An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstructions*. Med. Phys., 8(6):799–807, 1981. 5.1.4
- [16] GLOVER, G.H. und N.J. PELC: *Method and apparatus for compensating CT images for truncated projections*. U.S. Patent No. 4,550,371, 1985. 5.1.4
- [17] HEILAND, M., P. POHLENZ, M. BLESSMANN, C.R. HABERMANN, L. OESTERHELWEG, P.C. BEGEMANN, C. SCHMIDGUNST, F.A.S. BLAKE, K. PÜSCHEL und R. SCHMELZLEAND D. SCHULZE: *Cervical soft tissue imaging using a mobile CBCT scanner with a flat panel detector in comparison with corresponding CT and MRI datasets*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 2007. 5.4.2
- [18] HERMAN, G.T. und R.M. LEWITT: *Evaluation of a preprocessing algorithm for truncated CT projections*. Journal of Computed Assisted Tomography, 5(1):127–135, 1981. 5.1.4
- [19] HIROTA, S., N. NAKAO, S. YAMAMOTO, K. KOBAYASHI, H. MAEDA, R. ISHIKURA, K. MIURA, K. SAKAMOTO, K. UEDA und R. BABA: *Cone Beam CT with Flat-Panel Detector Digital Angiography: Early Experience in Abdominal Interventional Procedures*. Cordiovasc. Intervent. Radiol., 29:1034–1038, 2006. 1.3
- [20] HSIEH, J.: *Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications*, Kapitel Image artifacts, cause and correction. Advanced Medical Publishing, 1995. 5.1.4
- [21] HSIEH, J.: *Artifact correction for highly attenuating objects*. U.S. Patent No. 6,035,012, 2000. 5.1.4
- [22] HSIEH, J.: *Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-sectional Imaging*, Kapitel Image artifacts in CT, Seiten 97–115. Radiological Society of North America, 2000. 5.1.4
- [23] HSIEH, J., R.C. MOLTHEN, C.A. DAWSON und R.H. JOHNSON: *An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT*. Med. Phys., 27(1):23–99, 2000. 5.1.4
- [24] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 3, rue de Varembé, PO Box 131, CH-1211 Geneva 20, Switzerland: *IEC 62220-1*, 1 Auflage, 10 2003. 5.1.1, 5.1.3, 5.1.3, 5.1.3
- [25] J.A. RANDMER, T.J. KOLLER, W.P. HOLLAND: *Radiology of the Skull and Brain, Technical Aspect of Computed Tomography*, Kapitel X-ray sources and control. The C.V. Mosby Company, 1981. 5.1.4

- [26] JENNINGS, R.J.: *A method for comparing beam hardening filter materials for diagnostic radiology*. Med. Phys., 15(4):588–599, 1988. 5.1.4
- [27] JOSEPH, P.M. und R.D. SPITAL: *A method for correction bone induced artifacts in CT scanning*. Journal of Computed Assisted Tomography, 12:100–108, 1978. 5.1.4
- [28] KIJEWski, P.K. und B.E. BJARNGARD: *Correction for beam hardening in computed tomography*. Med. Phys., 5:209–214, 1978. 5.1.4
- [29] KING, K.F.: *Compensation of computed tomography data for objects positioned outside the field of view of the reconstructed image*. U.S. Patent No. 5,043,890, 1991. 5.1.4
- [30] KUBATO, S., S. SAKURAGI, S. HASHIMOTO und J. RUAN: *A New Scintillation Material: Pure CsI with 10 ns Decay Time*. Nucl. Instr. and Meth., A268:275–277, 1988. 1.2.1
- [31] KUNZ, D., K. ECK, H. FILLBRANDT und T. AACH: *A nonlinear multi-resolution gradient adaptive filter for medical images*. SPIE Med. Imaging, 5032:732–742, 2003. 4.4.8
- [32] KWAN, A.L.C. und J.A. SEIBERT: *An improved method for flat-field correction of flat panel X-ray detector*. Med. Phys., 33:391–393, 2006. 3.1.2
- [33] LEWITT, R.M.: *Processing of incomplete measurement data in computed tomography*. Med. Phys., 6(5):412–417, 1979. 5.1.4
- [34] MATSINOS, E. und W. KAISSEL: *The dual-gain mode: a way to enhance the dynamic range of X-ray detectors*. arXiv.org:physics/0607021, 0, 2006. 1.2
- [35] MEILINGER, MANUEL: *Maschinelle Lernverfahren zur adaptiven, anisotropen Rauschreduzierung in 3D - Datensätzen von Röntgentomographen*. Diplomarbeit, Universität Regensburg, Januar 2007. 4.4.8
- [36] MEILINGER, MANUEL, PETER GRUBER, CHRISTIAN SCHMIDGUNST, OLIVIER SCHÜTZ und ELMAR W. LANG: *Maschinelle Lernverfahren zur adaptiven, anisotropen Rauschreduzierung in 3D - Datensätzen von Röntgentomographen*. In: FIX, M. K., P. MANSER und ROBERTO MINI (Herausgeber): *Dreiländertagung Medizin Physik*. DGMP, ÖGMP, SGSMP, September 2007. 4.4.8
- [37] MOY, J.P. und B. BOSSET: *How does real offset and gain correction affect the DQE in images from X-ray flat detector*. Proc. SPIE, 3569:90–97, 1999. 3.1.2
- [38] NIKOLAU, K., T. FLOHR und K. STIERSTORFER: *Flat panel computed tomography of human ex vivo heart and bone specimens: Initial experience*. Med. Phys., 15(1):329–333, 2005. 1.3
- [39] OHNESORGE, B., T. FLOHR, K. SCHWARZ, J.P. HEIKEN und K.T. BAE: *Efficient correction for CT image artifacts caused by objects extending outside the scan field of view*. Med. Phys., 27(1):39–46, 2000. 5.1.4
- [40] PARKER, D.L.: *Optimal short scan convolution for fanbeam CT*. Med. Phys., 9:254–257, 1982. 2

- [41] POHLENZ, P., M. BLESSMANN, L. OESTERHELWEG, C. BRAUN, C. SCHMIDGUNST, D. SCHULZE, K. PÜSCHEL und M. HEILAND: *3D forensic imaging using a new C-arm scanner*. Rechtsmedizin, 17(1):35–39, 2007. 5.4.2
- [42] POHLENZ, P., M. BLESSMANN, L. OESTERHELWEG, C. R. HABERMANN, P. BEGEMANN, C. SCHMIDGUNST, F. BLAKE, D. SCHULZE, K. PÜSCHEL, R. SCHMELZLE und M. HEILAND: *3D C-arm as an alternative modality to CT in postmortem imaging: Technical feasibility*. Forensic Sci. Int., 2007. 5.4.2
- [43] R. NING, X. TANG, D. CONOVER: *X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging*. Med. Phys., 31(5):1195–1202, 4 2004. 5.1.4
- [44] RITTER, D., J. ORMAN, C. SCHMIDGUNST und R. GRAUMANN: *Cone Beam CT: Soft Tissue Imaging with a Mobile C-arm*. Comput. Med. Imaging Graph., 31(2):91–102, 2007. 1
- [45] ROBERTSON, D.D., P.J. WEISS, E. FISHMAN, D. MAGID und P.S. WALKER: *Evaluation of CT technique for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants*. Journal of Computed Assisted Tomography, 12(2):236–241, 1988. 5.1.4
- [46] RODNYI, P.A.: *Physical Processes in Inorganic Scintillators*. CRC Press LCC, 1997. 1.2.1
- [47] ROOS, P.G., R.E. COLBETH, I. MOLLOV, P. MUNRO, J. PAVKOVICH, E.J. SEPPI, E.G. SHAPIRO, C.A. TOGNINA, G.F. VIRSHUP, J.M. YU und G. ZENTAI: *Multiple-gain-ranging readout method to extend the dynamic range of amorphous silicon flat-panel imagers*. Proc. SPIE, 5368:139–149, 2004. 1.2, 2.1.2
- [48] SAMEI, E., M.J. FLYNN, H.G. CHOTAS und J.T. DOBBINS: *DQE of direct and indirect digital radiographic systems*. Proc. SPIE, 4320:189–197, 2001. 5.1.3
- [49] SCHIRL, T.: *Beschreibung und Optimierung von digitalen Festkörper-Matrix-Röntgendetektoren für Anwendungen in der Medizin*. Friedrich Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, 1999. 2.1.1
- [50] SCHMIDGUNST, C.: *Untersuchung und Korrektur des Nachleuchtverhalts von digitalen Flachbilddetektoren für Röntgenstrahlung*. Diplomarbeit, Universität Regensburg, Naturwissenschaftliche Fakultät II: Lehrstuhl für Magnetismus und Magnetoelektronik, 5 2004. 2.1.5, 3.3.4, 5.1.4, 5.3.3
- [51] SCHMIDGUNST, C., D. RITTER und E. LANG: *Calibration model of a dual gain flat panel detector for 2D and 3D x-ray imaging*. Med. Phys., 34(9):3449–3664, 2007. 3.3.2, 4
- [52] SCHOTANUS, P., R. KAMERMANS und P. DORENBOS: *Scintillation Characteristics of Pure and Tl-doped Crystals*. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS37(2):177–182, April 1990. 1.2.1
- [53] SEIBERT, J.A., J.M. BOONE und K.K. LINDFORS: *Flat-field correction technique for digital detectors*. Proc. SPIE, 3636:348–354, 1998. 3.1.2

- [54] SHANNON, C. E.: *Communication in the Presence of Noise*. In: *Proc. IRE*, Band 37, 1949. 5.1.4
- [55] SHEPP, L.A. und B.F. LOGAN: *The Fourier reconstruction of a head section*. IEEE Trans. Nucl. Sci., 21:21–43, 1976. 1.3.3
- [56] SIEWERDSON, J.H. und D.A. JAFFRAY: *Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Effects of image lag*. Med. Phys., 26:2635–2647, 1999. 2.1.5
- [57] SIEWERDSON, J.H. und D.A. JAFFRAY: *A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat panel imager*. Med. Phys., 26:1624–1641, 1999. 2.1.5, 5.1.4
- [58] SIEWERSSEN, J.H., D.J. MOSELEY und S. BURCH, K. BISLAND, A. BOGAARDS, B.C. WILSON und D.A. JAFFRAY: *Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: Pre-clinical investigation and guidance of minimally invasive surgery*. Med. Phys., 32(1):241–254, 2005. 1.3
- [59] STIERSTORFER, K. und M. SPAHN: *Self-normalized method to measure the detective quantum efficiency of a wide range of X-ray detectors*. Med. Phys., 26:1312–1319, 1999. 5.1.3
- [60] SURI, R. E., G. VIRSHUP, L. ZURKIRCHEN und W. KAISSEL: *Comparison of scatter correction methods for CBCT*. In: M.J. FLYNN, J. HSIEH (Herausgeber): *Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging (Proceedings of the SPIE)*, Band 6142, Seiten 1099–1108. SPIE - The International Society for Optical Engineering, SPIE, 3 2006. 5.1.4
- [61] VALENTINE, J.D., W.W. MOSES, S.E. DERENZO, D.K. WEHE und G.F. KNOLL: *Temperature Dependencies of CsI:Tl Gamma-Ray Excited Scintillation Characteristics*. Nucl. Instr. and Meth., A325:147–157, 1993. 1.2.1, 2.1.5
- [62] VARIAN MEDICAL SYSTEMS: *PaxScan 4030A - Amorphous Silicon Digital X-Ray Detector*, 3 Auflage, 11 2003. 1.2
- [63] WIESENT, K., K. BARTH, N. NAVAB, P. DURLAK, T. BRUNNER, O. SCHÜTZ und W. SEISSLER: *Enhanced 3D-reconstruction algorithm for C-arms systems suitable for interventional procedures*. IEEE Trans. Med. Imaging, 19:391–403, 2000. 1.3.3
- [64] ZHANG, D., R. NING, B. CHEN und D.L. CONOVER: *Accurate and Efficient Calibration Method for a Selenium Flat-panel Detector-based Volume Tomographic Angiography Imaging System*. Proc. SPIE, 3659:626–634, 1999. 3.1.2